

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München, Innenstadt

Direktor: Prof. Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet

**Farbbeständigkeit von PMMA-basierten Kunststoffen nach industrieller versus  
konventioneller, manueller Polymerisation – eine In-vitro-Untersuchung**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Anna Theresia Krauß

aus Leipzig

2014

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Daniel Edelhoff

Mitberichterstatter: Priv.- Doz. Dr. Jan Kühnisch

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: Dr. Jan-Frederik Güth

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 23.10.2014

## **Meinen Eltern**

<b>1. EINLEITUNG</b>	<b>1</b>
<b>2. LITERATURÜBERSICHT</b>	<b>4</b>
<b>2.1. Temporärer Zahnersatz</b>	<b>4</b>
<b>2.2. Anforderungen an temporären Zahnersatz</b>	<b>6</b>
<b>2.2.1. Patientensicherheit</b>	<b>7</b>
<b>2.2.2. Verarbeitung</b>	<b>7</b>
<b>2.2.3. Ästhetik</b>	<b>8</b>
<b>2.3. Herstellungsmöglichkeiten temporärer Versorgungen</b>	<b>10</b>
<b>2.3.1. Direkte Provisorien</b>	<b>10</b>
<b>2.3.2. Indirekt-direkte Provisorien</b>	<b>12</b>
<b>2.3.3. Indirekte Provisorien</b>	<b>12</b>
<b>2.4. CAD/CAM</b>	<b>15</b>
<b>2.4.1. Definition CAD/CAM und die Entstehungsgeschichte</b>	<b>15</b>
<b>2.4.2. CAD/CAM-basierter Herstellungsprozess von Zahnersatz</b>	<b>16</b>
<b>2.5. Werkstoffe für temporären Zahnersatz</b>	<b>18</b>
<b>2.5.1. Materialübersicht</b>	<b>18</b>
<b>2.5.2. Polymerisation</b>	<b>19</b>
<b>2.5.3. Werkstoffkundliche Aspekte und Eigenschaften von PMMA</b>	<b>20</b>

<b>2.6. Hochleistungspolymere für CAD/CAM-gefertigte Langzeitprovisorien</b>	<b>23</b>
<b>2.6.1. Behandlungsmöglichkeiten durch CAD/CAM-gefertigte             Langzeitprovisorien</b>	<b>24</b>
<b>2.7. Farbmeterik und Lichttransmission</b>	<b>26</b>
<b>2.7.1. Definition Farbmeterik</b>	<b>26</b>
<b>2.7.2. Das CIE-Lab System</b>	<b>26</b>
<b>2.7.3. Bedeutung und Einsatz von Delta E (<math>\Delta E</math>)</b>	<b>27</b>
<b>2.7.4. Messmethoden zur Bestimmung von Farbunterschieden</b>	<b>28</b>
<b>3. ZIEL UND HYPOTHESE DER DOKTORARBEIT</b>	<b>32</b>
<b>4. MATERIAL UND METHODE</b>	<b>33</b>
<b>4.1. Herstellung dimensionsgleicher Prüfkörper</b>	<b>36</b>
<b>4.1.1. Zuschneiden der CAD/CAM-Rohlinge</b>	<b>36</b>
<b>4.1.2. Schleifen und Polieren der Prüfkörper</b>	<b>37</b>
<b>4.1.3. Lagerung und Nummerierung der Prüfkörper</b>	<b>38</b>
<b>4.2. Künstliche Alterung der Prüfkörper und Datenerhebung</b>	<b>40</b>
<b>4.2.1. Verwendete Lagerungsflüssigkeiten</b>	<b>40</b>
<b>4.2.2. Lagerungszeiten</b>	<b>40</b>
<b>4.2.3. Messung der Lichttransmission bzw. der Farbveränderung</b>	<b>40</b>
<b>4.2.4. Berechnung des <math>\Delta E</math> im Lab-Farbraum</b>	<b>41</b>
<b>4.3. Statistische Auswertung der Daten</b>	<b>43</b>

<b>5. ERGEBNISSE</b>	44
<b>5.1. Farbveränderung nach Einlagerung in Kunstspeichel</b>	44
<b>5.2. Farbveränderung nach Einlagerung in Coca Cola</b>	49
<b>5.3. Farbveränderung nach Einlagerung in Kaffee</b>	54
<b>5.4. Farbveränderung nach Einlagerung in Rotwein</b>	59
<b>6. DISKUSSION</b>	64
<b>7. ZUSAMMENFASSUNG</b>	76
<b>8. LITERATURVERZEICHNIS</b>	78
<b>9. TABELLENVERZEICHNIS</b>	87
<b>10. ABBILDUNGSVERZEICHNIS</b>	88
<b>11. DANKSAGUNG</b>	89
<b>12. ERKLÄRUNG AN EIDES STATT</b>	90

## 1. EINLEITUNG

Bei der Versorgung von Patienten mit Zahndefekten und Zahnlücken ist vor der Eingliederung des endgültigen Zahnersatzes zumeist der Einsatz von Provisorien notwendig. Diese vorübergehende, provisorische Versorgung trägt zum Erfolg des definitiven Zahnersatzes bei und erfüllt während des Behandlungsablaufes wesentliche Aufgaben. Damit ist die provisorische Versorgung der präparierten Zähne und Zahnlücken heute als wesentlicher Bestandteil einer erfolgreichen festsitzenden Restauration anerkannt [1].

Das Provisorium soll die äußere Form des beschliffenen Zahnes wieder herstellen und dem Patienten seine volle Kau- und Sprechfunktion gewährleisten [2]. Die beschliffene Zahnhartsubstanz, insbesondere die Dentinwunde, gilt es gegen thermische, chemische und bakterielle Einflüsse zu schützen [3].

Für die Herstellung von Provisorien wurden verschiedene Materialien verwendet, die allesamt einer Beeinflussung von Farbstoffen bzw. Chemikalien unterliegen. Dies gilt neben den häufig verwendeten Kunststoffen auch für Komposite und Glasionomere [4, 5].

Neben dem funktionellen Anspruch an das verwendete Material, seiner biologischen Verträglichkeit für Zähne, Parodontium und Mundschleimhaut spielen auch ästhetische Aspekte eine immer wichtiger werdende Rolle.

Insbesondere bei Restaurationen im Frontzahnbereich kommt der ästhetischen Gestaltung des Zahnersatzes eine große Bedeutung zu. Hier genügt es nicht, funktionell passenden Zahnersatz herzustellen. Auch dem äußeren Erscheinungsbild wird in unserer Gesellschaft eine hohe Bedeutung beigemessen und muss daher bei der Gestaltung Rechnung getragen werden.

Mit Hilfe von Langzeitprovisorien, die man im Sinne von „Vorführobjekten“ nutzen kann [6], ist es möglich, ein individuelles ästhetisches und funktionelles Optimum bezüglich der Form,

Farbe und Design für den späteren definitiven Zahnersatz sicher zu erproben. Auf besondere Wünsche des Patienten kann besser eingegangen und so ein vorhersagbares Ergebnis des definitiven Zahnersatzes erreicht werden.

Die mannigfaltigen Anforderungen, die heute an definitiven Zahnersatz sowie Langzeitprovisorien gestellt werden, führen jedoch gerade in den Industrieländern zu Problemen. Meist ist ein erheblicher Kostenaufwand mit der Anfertigung von Zahnersatz verbunden. Trotz der Herstellung in heimischen zahntechnischen Laboratorien muss Zahnersatz erschwinglich bleiben. Ziel ist es, in Zukunft gleichbleibende oder verbesserte Qualität zu günstigen oder günstigeren Preisen anzubieten [7, 8]. Eine Kostenreduktion ist bei hohen Lohnkosten nur durch den Einsatz moderner Materialien und Technologien möglich. Diese Umstände bzw. Herausforderungen erklären den momentanen Trend zur Herstellung von Kronen, Brücken, Teleskopen usw. im CAD/CAM- Verfahren unter Einsatz industriell gefertigter Rohlinge.

In Zusammenhang mit temporären Versorgungen interessiert sich die Wissenschaft vermehrt für so genannte Hochleistungspolymere, die in der Lage sind, starken mechanischen Belastungen standzuhalten [9, 10]. Die Forschung liefert bereits eine Vielzahl von In-vitro Studien, die die Eigenschaften der verschiedenen zum Einsatz kommenden Kunststoffe, Komposite und Hybridkeramiken zur Herstellung von Langzeitprovisorien und definitiven Versorgungen untersuchen. Dabei konnte festgestellt werden, dass voranschreitende Alterungsprozesse, Kaukräfte, Zahnbeweglichkeiten und die Geometrie der Restaurationen die Bruchfestigkeit von provisorischen Kunststoffen maßgeblich beeinflussen. Außerdem sind die unter standardisierten Bedingungen gefertigten Hochleistungspolymere im Vergleich zu manuell verarbeiteten und konventionell polymerisierten Varianten als bruchfester zu bewerten [11-16].



Für den klinischen Erfolg eines Provisoriums spielt jedoch, wie bereits erwähnt, neben funktionellen Belastungen des Materials - also mechanisch wirkende Kräften und Temperaturwechseln - auch die Farbstabilität nach ausgedehnter Tragezeit, eine entscheidende Rolle und sollte daher bei der Materialauswahl berücksichtigt werden [6].

Ziel der hier vorliegenden Arbeit ist es, die Wertigkeit von Materialien für die Herstellung von Langzeitprovisorien hinsichtlich der Farbbeständigkeit zu untersuchen. In der Literatur konnte keine einheitliche Meinung darüber gefunden werden, welche Nahrungsmittel bzw. Flüssigkeiten als Färbesubstanzen Anwendung finden sollten. Die verschiedenen Arbeitsgruppen wählten nach eigenem Ermessen unterschiedliche Testflüssigkeiten aus. Dazu zählten zahlreiche Substanzen wie Kaffee, Tee, alkoholische Getränke, Mundwässer, Säfte und Lippenstifte, die zur Untersuchung der Farbbeständigkeit von Provisorien herangezogen wurden [4, 17-22].

Nach wie vor gilt es jedoch zu untersuchen, ob in diesem Zusammenhang die unter standardisierten Bedingungen polymerisierten Hochleistungspolymere Vorteile bieten. Diese werden von den verschiedenen Firmen auf Komposit- oder PMMA-Basis zur Fertigung von Langzeitprovisorien angeboten. Bislang liegen keine In-vitro-Studien zu dieser Fragestellung vor.

In der vorliegenden Arbeit wird der Einfluss verschiedener Flüssigkeiten auf die Farbstabilität von sechs PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoffen im Vergleich zu einem manuell verarbeiteten und konventionell polymerisierten PMMA-Kunststoff untersucht.

## **2. LITERATURÜBERSICHT**

### **2.1. Temporärer Zahnersatz**

Mit dem provisorischen Zahnersatz wird die Zeitspanne zwischen der Zahnpräparation und dem Einsetzen des definitiven Zahnersatzes überbrückt. Die Provisorien haben einer Vielzahl von Anforderungen zu genügen [3, 23] und in diagnostischer, therapeutischer sowie funktioneller Hinsicht einen hohen Anspruch zu erfüllen [24, 25]. Die Materialeigenschaften und die technische Ausführung bei der Herstellung tragen wesentlich zum Erfolg der zahnärztlichen Therapie bei [26]. Es ist eine erforderliche und wichtige Aufgabe des Zahnarztes, mit Hilfe des Provisoriums die beschliffene Zahnhartsubstanz schnellstmöglich zu verschließen, und damit die Dentinwunde gegen bakterielle, chemische und thermische Reize zu schützen. Eine Pulpaschädigung durch die Einwirkung schädigender Noxen soll somit vermieden werden. Die temporäre Krone gilt als Wundverband und Schmerzprophylaxe [27]. Darüber hinaus dient sie oftmals auch als Medikamententräger. Der Genauigkeit des Zahnarztes obliegt es, durch gut konturierte Kronen ohne vorstehende Ränder und eine sorgfältige Oberflächenpolitur Komplikationen zu vermeiden und einer Plaqueretention entgegen zu wirken. Damit gelingt es zeitnah und kostengünstig die ursprüngliche Form des Zahnes wieder herzustellen und die Kau- und Sprechfunktion auch nach der Präparation zu sichern [2].

Bei besonders komplexen Fällen, die vor einer endgültigen prothetischen Versorgung verschiedene Vorbehandlungen benötigen, sind temporäre Versorgungen in Form von Langzeitprovisorien indiziert. Eine sorgfältige Reevaluation und das Abschätzen der dauerhaften Belastbarkeit von evtl. Pfeilerzähnen sind in diesem Zusammenhang von großer Wichtigkeit. Nach Handel 2002 ist während dieser Zeit der Einsatz von laborgefertigten Langzeitprovisorien das Mittel der ersten Wahl [28].

Die Zahnfarbe, die Zahnform, die Okklusion sowie ein eingestelltes artikuläres und muskuläres Gleichgewicht vor der Versorgung mit dem definitiven Zahnersatz lassen sich mit Provisorien erproben [29, 30].

## **2. 2. Anforderungen an temporären Zahnersatz**

Die Anforderungen an den temporären Zahnersatz sind sehr umfangreich.

Laut einer wissenschaftlichen Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Biomaterialien (DGPro) werden für temporäre Versorgungen des festsitzenden Zahnersatzes bestimmte Hauptziele formuliert [31]:

- Schutz der beschliffenen Zahnhartsubstanz und der Pulpa
- Erhalt / Wiederherstellung der Kaufunktion
- Erhalt / Wiederherstellung der phonetischen Funktion
- Erhalt / Wiederherstellung des ästhetischen Erscheinungsbildes
- Stabilisation der Zahnposition
- Steuerung der Weichgewebsheilung / Schutz der Parodontien
- Exspektative Diagnostik / Austesten geplanter Veränderungen

An die Werkstoffe werden folgende klinische Anforderungen gestellt:

- Mechanische Festigkeit (z.B. Biegefestigkeit, Bruchfestigkeit)
- Geringe Polymerisationskontraktion, hohe Passgenauigkeit
- Einfache Mischbarkeit und Verarbeitung
- Biologische Verträglichkeit
- Farbstabilität
- Gute Fräsbarkeit und Polierbarkeit
- Reparaturfähigkeit
- Geringe Temperaturentwicklung bei der Polymerisation
- Röntgenopazität
- Fluoreszenz

### **2.2.1. Patientensicherheit**

Die Biokompatibilität der eingesetzten Kunststoffe muss gesichert sein. Von den eingesetzten Materialien dürfen keine toxischen, allergisierenden, kanzerogenen oder mutagenen Wirkungen ausgehen [32, 33]. Außerdem dürfen bei der Verarbeitung in der Mundhöhle keine physikalischen Reaktionen stattfinden, die zu einer Beeinträchtigung der Gewebe in der Mundhöhle und der Zähne führen [26]. Darüber hinaus muss die bei der Polymerisation auftretende Reaktionswärme möglichst niedrig gehalten werden, da bei Temperaturen über 42 °C am präparierten Zahnstumpf irreversible Pulpenschädigungen auftreten können [34, 35]. Wichtig ist auch, dass die provisorische Versorgung eine optimale Nachbearbeitung mit Politur der Oberfläche und der Randkonturen zulässt. Plaqueakkumulationen an Kronenrändern führen zwangsläufig zu einer Gingivitis [36].

Weitere Anforderungen an die eingesetzten Materialien sind eine Resistenz gegenüber dem Einfluss von Nahrungsmitteln, Medikamenten und Zahnpflegemitteln [33]. Ein enzymatischer Abbau im Mundmilieu, Verfärbungen und schnelle Alterungserscheinungen müssen vermieden werden. Selbstverständlich ist darüber hinaus eine Geschmacks- und Geruchlosigkeit zu gewährleisten. Eine geringe Temperaturleitfähigkeit ist ebenso wichtig wie eine dichte Struktur des Materials, die den Angriff von Mikroorganismen und Stoffwechselprodukten widersteht und bei möglichst glatter Oberfläche die Hygienefähigkeit gewährleistet. Eine hohe mechanische Belastbarkeit in Bezug auf Biegestabilität und Abrasionsfestigkeit wird gefordert, um einen ausreichenden Widerstand gegenüber Kau- und Zugbelastungen zu gewährleisten.

### **2.2.2. Verarbeitung**

Neben der arbeitshygienischen Unbedenklichkeit ist für den Zahnarzt eine unkomplizierte Verarbeitung der eingesetzten Materialien wichtig. Eine leichte Dosierung der Komponenten, eine

gut praktizierbare Abbindezeit und eine einfache Formbarkeit sowie Applizierbarkeit des unpolymerisierten Materials werden bei direkten Provisorien gefordert. Das fertige Provisorium soll einerseits eine ausreichende mechanische Widerstandsfähigkeit besitzen, andererseits soll es sich auch wieder gut entfernen lassen. Das Material muss eine unkomplizierte Nachbearbeitung mit den vorhandenen Praxismitteln erlauben. Dabei ist die Polierbarkeit besonderer Bedeutung. Möglichst geringe Materialkosten bei guter Lagerungsfähigkeit und ausreichender Farbwahl runden den Anforderungskatalog ab [3, 32, 37, 38].

### **2.2.3. Ästhetik**

Die tägliche Praxis zeigt, dass für die meisten Patienten die Ästhetik beim Zahnersatz eine entscheidende Rolle spielt.

Ästhetik ist ein Begriff mit einer langen philosophischen Tradition, der heutzutage in der Zahnmedizin häufig Verwendung findet. „Ästhetik ist nicht objektivierbar, nicht messbar. Die Beurteilung der ästhetischen Wirkung einer Restauration kann für Zahnarzt und Patient sehr verschieden sein. Die ästhetische Wirkung der Zähne ist im Zusammenhang der Mundpartie und des Gesichtes eingebunden“ [39].

Auf Grund dieser Tatsachen ist die Ästhetik des Zahnersatzes ein nicht zu unterschätzender Faktor, der bei der Betreuung von Patienten berücksichtigt werden muss. Dieses Thema nehmen andere Studien zum Anlass, um beispielsweise die Sichtbarkeit der Zähne beim Sprechen oder Lächeln zu untersuchen [40].

Dieser ästhetische Anspruch der Patienten gilt auch für temporären Zahnersatz, der, wie bereits oben erwähnt, häufig über einen längeren Zeitraum in situ verbleibt. Selbstverständlich sollte die Farbe des Materials der Zahnhartsubstanz angepasst und von der Farbe des Befestigungswerkstoffes weitgehend unabhängig sein. Dabei wird großer Wert auf ein natürliches Aussehen gelegt.

Farbe entsteht ähnlich wie die räumliche Wahrnehmung und die Bewegungswahrnehmung als ein Produkt des Sehorgans im Gehirn [39]. Der Mensch kann ca. 7 Millionen verschiedene Farbeindrücke, die als Farbvalenzen oder Farbtönen bezeichnet werden, wahrnehmen.

Damit wird klar, dass das Material für ein Langzeitprovisorium eine hohe Farbstabilität besitzen sollte.

Ein Problem entsteht dann, wenn die primär optimale Farbe des Zahnersatzes im Laufe der Zeit Farbveränderungen aufweist. Diese unerwünschte Farbveränderung kann unterschiedlichste Ursachen haben. Es kommen dafür sowohl die Eigenschaften des Kunststoffes selbst und dessen Verarbeitungsprozess in Frage, als auch der Einfluss des Speichels der physiologischen Mundflora und verschiedenste Nahrungsmittel [5, 41].

Zudem ist die Farbstabilität von Provisorien nicht nur mit chemo-physikalischen Belastungen verbunden, sondern auch mit den Trinkgewohnheiten der Patienten [42-44].

## **2.3. Herstellungsmöglichkeiten temporärer Versorgungen**

Temporäre Restaurationen können hinsichtlich ihrer Herstellung in direkte, indirekt-direkte (sog. Eierschalenprovisorien) und indirekte temporäre Restaurationen unterschieden werden [45].

Bedingt durch den Herstellungsprozess ergeben sich Unterschiede in den Materialqualitäten, so dass verschiedene Tragezeiten für die temporäre Restauration empfohlen werden. Sie betragen 1-3 Monate für die direkte Technik, bis zu 6 Monate für die indirekt-direkt Technik und bis zu 2 Jahre für die indirekte Technik [46].

### **2.3.1. Direkte Provisorien**

Direkte Provisorien werden unmittelbar nach der Präparation der Zähne für den Patienten angefertigt [9]. Sie bieten dadurch eine sofortige Wiederherstellung der klinischen Ausgangssituation. Dazu wird vor der Präparation ein Vorabdruck mit Silikon angefertigt. Es folgt die Herstellung des Provisoriums durch Verwendung dieses Abdrucks, durch Unterfütterung und Reposition in die Mundhöhle. Bei den hierfür verwendeten autopolymerisierenden oder dualhärtenden Kunststoffen kommt es innerhalb von wenigen Minuten zur Aushärtung des Materials.

Alternativ zu einem Silikonschlüssel kann durch eine Alginatabformung ein Situationsmodell aus Gips hergestellt werden, welches zur Herstellung einer Tiefziehfolie aus Polyäthylen oder Polyester dient. Die fehlenden Zähne werden vor dem Tiefziehen durch Kunststoffzähne ersetzt oder es wird ein Wax-up durchgeführt. Die hierzu notwendige Laborarbeit kann parallel zur Präparation erfolgen.



Als Material für direkte Provisorien können unterschiedliche Polymersysteme eingesetzt werden [47-49]:

- Pulver-Flüssigkeits-Systeme auf der Basis von Monomethacrylaten (MMA) und Polymethylmethacrylaten (PMMA)
- Paste-Paste-Systeme auf der Basis von Di- oder multifunktionellen Methacrylaten (z.B. Bis-GMA, TEGDMA, UDMA)
- Präformierte Restaurationen auf der Basis lichthärtender Komposit-Materialien

Direkt hergestellte Provisorien haben auf Grund der Herstellungsbedingungen den Nachteil, dass sie häufig inhomogene Materialkomponenten sowie Poren und Risse aufweisen. Die Folgen sind frühzeitige Verfärbung, bakterielle Besiedlung, herabgesetzte Dauerfestigkeit und beeinträchtigte Gewebefreundlichkeit [50, 51]. Ein weiteres Problem stellen die nicht vollständig polymerisierten Monomere dar, mit denen sowohl der Patient als auch der Zahnarzt in Berührung kommt und die als allergisierend gelten [9].

Die Vorteile der direkten Provisorien wie geringe Kosten, zeitnahe Fertigungsmöglichkeit und geringer Aufwand sind Ursachen dafür, dass direkte Provisorien nach wie vor häufig zum Einsatz kommen. Die eigentlich überwiegenden Nachteile rücken in den Hintergrund.

Diese Umstände bzw. Herausforderungen erklären den momentanen Trend zur Herstellung von Kronen, Brücken, Teleskopen usw. unter zu Hilfenahme moderner Techniken und Technologien. Genauer wird dies unter Punkt 2.6. beschrieben.

### **2.3.2. Indirekt-direkt Provisorien**

Die Indirekt-direkt Provisorien werden auch Eierschalenprovisorien genannt [9]. Es wird ein Situationsmodell des Ausgangsbefundes angefertigt, welches im folgenden radiert wird. Nach einem Wax-up mit Modellierwachs wird ein Silikonschlüssel angefertigt, mit dessen Hilfe das Grundgerüst des Eierschalenprovisoriums gefertigt wird. Das verwendete PMMA-Kaltpolymerisat wird ausschließlich im Labor verarbeitet. Der Patient kommt zu keiner Zeit in direkten Kontakt mit den Monomeren. Das Eierschalenprovisorium wird dem Patienten im auspolymersierten Zustand mit einem sehr niedrigen Restmonomergehalt geliefert. Allerdings müssen diese Provisorien, da sie auf einem radierten Gipsmodell gefertigt wurden, vom Zahnarzt noch an die tatsächliche Situation im Patientenmund angepasst werden. Dazu werden die Eierschalenprovisorien mit einem kompatiblen Kunststoff intraoral unterfüttert. Die indirekt-direkte Technik ermöglicht die Herstellung von ästhetischen Provisorien, die durch das Wax-up den individuellen Bedürfnissen und Wünschen des Patienten angepasst werden können. Außerdem hat der Patient die Möglichkeit, während der Tragedauer des Provisoriums die unter Umständen neu gestalteten Zahnformen und -farben zu erproben.

### **2.3.3. Indirekte Provisorien**

Indirekte Provisorien werden für einen längerfristigen Einsatz im Patientenmund geplant, durch ein Gerüstmaterial aus Metall-Legierungen oder Glasfasernetze verstärkt und traditionell im zahntechnischen Labor angefertigt [45].

In der Präparationssitzung erfolgt eine Abformung der präparierten Zähne und des Gegenkiefers. Anschließend wird das Provisorium im Labor hergestellt. Diese indirekte Herstellung des Provisoriums ist sehr zeitaufwendig und kostenintensiv und bedarf mehrerer Zwischenschritte.

Da bei entsprechender Indikation und besonders komplexen Fällen oftmals Langzeitprovisorien erforderlich werden, gibt es auf diesem Gebiet Verbesserungs- bzw. Entwicklungsbedarf. Genauer wird dies unter Punkt 2.6. betrachtet.

Langzeitprovisorien:

Vor einer endgültigen prothetischen Versorgung sind verschiedene Vorbehandlungen von Pfeilerzähnen notwendig. Bei stark zerstörten oder gelockerten Zähnen oder unsicherer endodontischer Prognose ist vor einer definitiven prothetischen Versorgung nicht selten die Verwendung eines Langzeitprovisoriums über mehrere Monate indiziert. Eine sorgfältige Reevaluation und das Abschätzen der dauerhaften Belastbarkeit von eventuellen Pfeilerzähnen sind in diesem Zusammenhang von größter Wichtigkeit.

Während dieser Zeit ist der Einsatz von laborgefertigten Langzeitprovisorien das Mittel der ersten Wahl [28].

Langzeitprovisorien erlauben nach chirurgischen oder parodontal-therapeutischen Eingriffen ein Ausheilen von Alveolarknochen und Schleimhautläsionen. Außerdem kann in der Zwischenzeit die Erhaltungswürdigkeit von geschädigten Zähnen geprüft werden. Ferner können durch die Langzeitprovisorien eventuell notwendige Kieferrelations- oder Okklusionskorrekturen durchgeführt werden, deren Erprobung oft erst nach mehrmonatigem Tragen abgeschlossen ist [28].

Langzeitprovisorien können dann dem Patienten als Vorführobjekt (Prototyp) für die Zahnform, -stellung und -farbe dienen [6, 52]. Solche ästhetischen Kriterien spielen, wie bereits oben erwähnt, eine wichtige Rolle und sind selbstverständlich bei der Anfertigung des vorläufigen Zahnersatzes zu berücksichtigen. Des weiteren sind funktionell und ästhetisch einwandfrei hergestellte Provisorien ein nicht zu unterschätzendes Hilfsmittel bei der Motivation des Patienten zu einer guten Mundhygiene.

Vor- und Nachteile der laborgefertigten, indirekten Provisorien [39]:

Vorteile:

- Individuelle Farbgestaltung (Ästhetik)
- Bessere Passgenauigkeit und höhere Stabilität
- Reduktion der Behandlungszeit

Nachteile:

- Höherer Aufwand
- Höhere Kosten

## **2.4. CAD/CAM**

### **2.4.1. Definition CAD/CAM und die Entstehungsgeschichte**

CAD/CAM ist eine Abkürzung für „Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing“ [6, 9]. Der Begriff bezeichnet eine dreidimensionale, computergestützte Planung eines Objektes mit nachfolgender automatischer Herstellung durch eine computergesteuerte Maschine. Diese Fertigungstechnologie ist in der modernen industriellen Produktion seit langem etabliert. Es spielt heutzutage in den verschiedensten Industriezweigen bei der automatisierten, rationalisierten Herstellung verschiedenster Produkte eine zentrale Rolle. Vor über 25 Jahren hat die CAD/CAM-Technologie Einzug in die Zahnmedizin gehalten [53].

Bereits in den 1970er Jahren wurde erstmals von Francois Duret der Einsatz von CAD/CAM-Systemen bei der Produktion von Zahnersatz angedacht. 1985 wurde die erste Krone mit dem Duret-System hergestellt. 1973 entwickelte Altschulter ein optisches Abdruckverfahren auf Basis der Holographie. 1980 arbeiteten Mörmann und Brandestini an einem Chairside-System, aus dem sich das spätere Cerec-System entwickelte [54-56]. Das Cerec-System kam 1988 als erstes CAD/CAM-System in der klinischen Zahnmedizin zum Einsatz [57, 58], konnte sich aber damals noch nicht in der Praxis durchsetzen.

Verschiedenste Systeme waren Anfang der 1990er Jahre in der Entwicklung. Diese waren jedoch aufgrund ungenügender Passgenauigkeit und sehr hoher Anschaffungskosten nicht durchsetzungsfähig [54, 55]. Überdies war die vorhandene Rechenleistung der damals verfügbaren Computersysteme noch nicht ausreichend. Durch die rasante Entwicklung der Computer- und Fertigungstechnologie in den letzten Jahren erfuhr die Entwicklung neuer CAD/CAM-Systeme einen neuen Aufschwung. Heute werden CAD/CAM-Systeme in erster Linie für die Verarbeitung von Keramiken verwendet, obschon anfänglich die Bearbeitung von Titan im Vordergrund

stand [59]. Hochleistungskeramiken wie das Zirkoniumdioxid gewinnen als zahnärztliches Restaurationmaterial zunehmend an Bedeutung [60]. Auch wird immer mehr temporärer Zahnersatz auf CAD/CAM-Basis gefertigt [6].

#### **2.4.2. CAD/CAM-basierter Herstellungsprozess von Zahnersatz**

Bei der Herstellung von feststehendem Zahnersatz durch CAD/CAM-Verfahren können im Wesentlichen drei Arbeitsschritte unterschieden werden [61]:

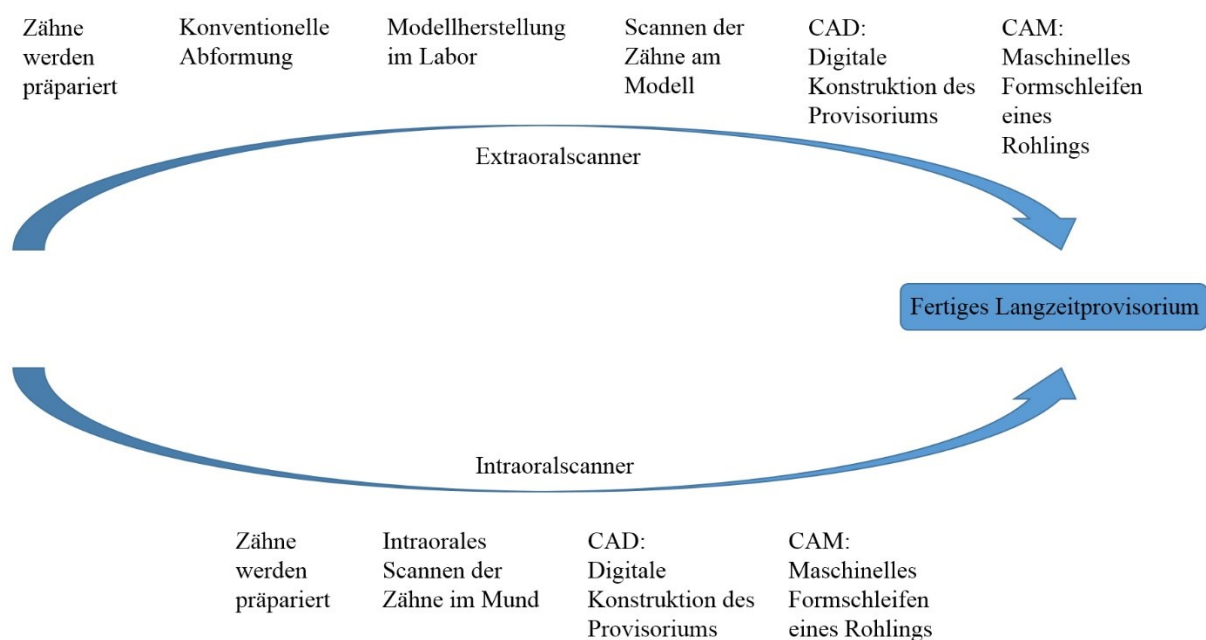
1. Dreidimensionales Digitalisieren der Präparation
2. Modellation der Restauration (CAD)
3. Herstellung der Restauration (CAM)

Im Rahmen der dreidimensionalen Datenerfassung des präparierten Zahnstumpfes können sowohl mechanische als auch berührungsfreie optische Digitalisierungsverfahren zum Einsatz kommen [58, 59, 62].

Die mechanischen Abtastverfahren funktionieren mit Abtastnadeln, die über Punktsensoren die Oberfläche scannen. Jede Auslenkung wird dabei registriert. Ein Nachteil ist die relativ lange Messzeit. Außerdem kann es an den steilen Flanken oder Kanten durch Verbiegung der Abtastnadel zu größeren Ungenauigkeiten kommen [54, 63-65].

Im Gegensatz dazu arbeiten die optischen Messverfahren berührungslos nach dem Prinzip der Triangulation. Dabei wird das Objekt aus einer Richtung beleuchtet und aus einer anderen Richtung optisch erfasst [54, 59, 64, 65]. Die Datenerfassung erfolgte digital auf einem CCD-Kamerachip [63, 66]. Prinzipiell kann die dreidimensionale optische Datenerfassung intraoral oder extraoral an Stumpfmodellen stattfinden [59, 64, 65]. Bei der intraoralen Datenerfassung ist der Einfluss von Störfaktoren wie Blut, Speichel oder Nachbarzähnen oft nachteilig. Deshalb wird gegenwärtig zumeist die extraorale Methode durchgeführt, zumal der Gips sehr gute Verhält-

nisse für die optische Vermessung bietet. Im Anschluss daran wird durch eine Computersoftware der komplette Zahn mit seinen Außen- und Kauflächen rekonstruiert. Schließlich wird die CAD-Konstruktion an die Fräseinheit übermittelt, die aus einem industriell gefertigten Materialblock (Rohling) die Rekonstruktion herstellt. Die nachfolgende Abbildung 1 soll den Fertigungsprozess der CAD/CAM-gefertigten Langzeitprovisorien veranschaulichen.



**Abbildung 1: Schematische Darstellung der Fertigung von CAD/CAM-Provisorien mit Hilfe eines Scanners: Oben mit Extraoralscanner, unten mit Intraoralscanner [In Anlehnung an [9]]**

Durch die Automatisierung der Herstellungsabläufe gelingt eine deutliche Zeit- und Kostensparnis bei gleichbleibend hoher Produktionsqualität [55, 59]. Im Gegensatz zum CAD/CAM-Einsatz in der Industrie wird in der Zahnmedizin jeweils ein sehr individuelles Produkt hergestellt, das der spezifischen Patientensituation gerecht werden muss. Es besteht damit eine hohe Anforderung an die Genauigkeit sowie die individuellen, funktionellen und ästhetischen Eigenschaften des Produkts.

## **2.5. Werkstoffe für temporären Zahnersatz**

### **2.5.1 Materialübersicht**

Von den zur Zeit eingesetzten provisorischen Werkstoffen erfüllt keiner alle Anforderungen, die für einen Provisoriumswerkstoff wünschenswert wären. Für den Zahnarzt ist unter anderem eine möglichst einfache Verarbeitung und unkomplizierte Handhabung bei der Wahl des jeweiligen Produktes interessant. Daneben müssen natürlich auch die Kosten berücksichtigt werden. Die Industrie stellt verschiedene Applikations-, Dosier- und Polymerisationssysteme zu Verfügung. Dabei wurde versucht, die Kunststoffe kontinuierlich weiterzuentwickeln und zu verbessern, um den hohen physikalischen und mechanischen Anforderungen beim Einsatz im Patientenmund gerecht zu werden [32]. Die moderne CAD/CAM-Technik ermöglicht heutzutage die Nutzung von vorgefertigten Komposit- oder Kunststoff-Rohlingen, die unter optimalen standardisierten Bedingungen polymerisiert werden und somit in ihrer Materialqualität direkt gefertigten Provisorien deutlich überlegen sind. „Diese sogenannten Hochleistungspolymere verfügen aufgrund der optimalen Polymerisationsbedingungen und der hohen Homogenität über zahlreiche Vorteile“ [52].

Häufig finden zur Fertigung von Provisorien autopolymerisierende PMMA-Kunststoffe Verwendung. Als Alternative kommen auto- oder dualpolymerisierende Komposite auf Bis-GMA-Basis in Frage [67], die zwar bessere mechanische Eigenschaften aufweisen, sich aber ohne Vorbehandlung mit speziellen niedrigviskösen Monomergemischen nicht unterfüllen bzw. reparieren lassen [68]. Überdies können Kunststoffe für Provisorien mit Glasfasern verstärkt werden, um deren mechanische Eigenschaften zu verbessern [69].

Die auf dem Markt erhältlichen provisorischen Kronen- und Brückenkunststoffe lassen sich drei Materialgruppen zuordnen [32, 70]:



1. Pulver-/Flüssigkeits-Systeme auf der Basis Polymethylmethacrylat/Methylmethacrylat (PMMA/MMA): Pulver aus feinen auspolymerisierten PMMA-Kügelchen von ca. 0,02 mm Durchmesser wird mit monomerer Flüssigkeit (MMA) angeteigt und durch polymerisierendes MMA verkittet.
2. Hochmolekulare Acrylate: Selbsthärtende Pulver-Flüssigkeits-Präparate, z. B. Mischungen aus Polyethylmethacrylat (PEMA) und i-Buthylmethacrylat-Flüssigkeit.
3. Präparate auf Diacryl-Basis: Benutzt werden Monomere wie Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA), Urathandimethacrylat (UDMA), Triethylenglycol-dimethacrylat (TEGDMA) und ähnliche Monomere. Hinzu kommen anorganische oder organische Füller, die sie als Komposite charakterisieren.

Durch bestimmte allgemeine Zusätze wie Weichmacher, Katalysatoren, Comonomere, Vernetzer und UV-Absorber erlangen die verschiedenen Produkte ein spezielles physikalisches und chemisches Verhalten sowie unterschiedliche Verarbeitungsqualitäten [38, 71, 72].

### **2.5.2. Polymerisation**

Die Art der Polymerisation wird durch das verwendete Initiatorsystem bestimmt [73-75]. Danach lassen sich heiß-, kalt-/auto- und lichtpolymerisierbare Kunststoffe unterscheiden. Spricht man von einer Polymerisation, so ist von einer Kettenreaktion die Rede, bei der ein Initiator als Startmolekül teilnimmt und verbraucht wird. Das Monomer besitzt eine ungesättigte Kohlenstoffdoppelbindung, die leicht von dem Initiator angegriffen werden kann.

- Heißpolymerisate auf PMMA-Basis werden zur Fertigung von laborgefertigten Langzeitprovisorien verwendet.

Die wichtigsten Initiatorsysteme sind: Dibenzoylperoxid und Dimethylhexandiperoxid

- Der größte Anteil der geläufigen Provisorien-Materialien sind Autopolymerisate.

Die wichtigsten Initiatorsysteme sind: Redox-System auf Amin-/Peroxidbasis und Redox-System auf Barbitursäurebasis

- Lichthärtende Kunststoffe verwenden als Initiatorsystem Campherchinon oder Lucerin.

Der Katalysator setzt die Aktivierungsenergie herab und gewährleistet somit, dass die Reaktion in vollem Ausmaß ablaufen kann. Er wird dabei nicht verbraucht, bleibt völlig unverändert und hat nach dem Ablauf der Reaktion dieselbe Zusammensetzung wie vorher. Weitere wichtige Bestandteile von Kunststoffen sind Stabilisatoren (z.B. Hydrochinon), die eine längere Lebensdauer des Materials ermöglichen und es so haltbarer machen. Sie agieren als Radikalfänger, da sie mit frei werdenden Molekülradikalen reagieren und so eine ungewollte Polymerisation verhindern.

### **2.5.3. Werkstoffkundliche Aspekte und Eigenschaften von PMMA**

PMMA-Kunststoffe sind Pulver-/Flüssigkeits- Systeme auf der Basis von Polymethylmethacrylaten mit Heiß- oder Kalt-/Autoinitiatoren [73, 74]. Die Polymerisation wird, wie oben beschrieben, durch die Initiatorsysteme bestimmt. Die Initiatoren nehmen an den Reaktionen teil und werden verbraucht. Das Pulver aus vorpolymerisiertem PMMA wird mit der monomeren Flüssigkeit Monomethacrylate (MMA) angemischt. PMMA wird auf diesem Wege durch polymerisierendes MMA verkettet.

Das Polymethylmethacrylat (PMMA) und seine Modifikationen haben sich über viele Jahrzehnte in der prothetischen Zahnheilkunde bewährt [32]. Hierfür ist eine Kombination von Materialeigenschaften verantwortlich, die diesen Kunststoff optimal für die Verwendung in der Zahnmedizin machen. PMMA zeichnet sich durch gutes physikalisches und chemisches Verhalten, einfache Verarbeitbarkeit, gute Reparaturfähigkeit, gute Farbstabilität, sehr gute Transparenz und Ästhetik und sehr gute Bioverträglichkeit aus [73].

Bezogen auf die Farbbeständigkeit ist es wichtig zu erwähnen, dass das zahnfarbene PMMA mit Farbpigmenten eingefärbt wird [74]. Die Farbpigmente sind anorganische feste Teilchen mit der Korngröße zwischen ca. 0,01- 1µm, die gleichmäßig in der Kunststoffmatrix verteilt werden. Das klassische, in der Industrie produzierte PMMA, ist transparent und farblos. Erst im späteren Verlauf wurden dem PMMA zur Verwendung als Prothesenbasismaterial, Prothesenzähne und Provisorien Farbpigmente beigemischt.

Die Mindestanforderungen und die dafür notwendigen Prüfungen für PMMA sind in der DIN EN ISO 1567 festgelegt [74]:

Dichte	1,18 g/cm <sup>3</sup>
WAK (Wärmeausdehnungskoeffizient)	80*10 <sup>-6</sup>
therm. Kontraktion/ 10°C	0,08 %lin
Wärmeleitfähigkeit	0,2-0,3 W/mK
E-Modul	2500-4000 N/mm <sup>2</sup>
0,2% Dehngrenze	26-28 N/mm <sup>2</sup>
HV 5	13-19
Kegelfließpunkt	330-490 N/mm <sup>2</sup>
Biegefestigkeit	62-87 N/mm <sup>2</sup>
Druckfestigkeit	120 N/mm <sup>2</sup>
Wasseraufnahme	bis ca. 2,5 Vol %
Löslichkeit	bis ca. 0,6 m %

## 2.6. Hochleistungspolymere für CAD/CAM-gefertigte Langzeitprovisorien

Für das CAD/CAM-Verfahren werden von der Industrie hergestellte, vorgefertigte Rohlinge verschiedenster Materialien verwendet. Neben Titan und Edelmetalllegierungen kommen derzeit vor allen Dingen Zirkonoxid, Aluminiumoxid und Glaskeramiken zum Einsatz [60].

Seit einiger Zeit nimmt jedoch die Verarbeitung von Kunststoffen im Zusammenhang mit Hochleistungspolymeren immer mehr an Wichtigkeit zu [6, 45, 52, 76]. Bei Hochleistungspolymeren handelt es sich um auspolymerisierte Rohlinge, die nach industriellen Standards hergestellt werden und später in Form von Langzeitprovisorien zum Einsatz kommen. Dadurch ergeben sich für diese Provisorien aus hochvernetztem PMMA-Kunststoff oder Komposit besonders gute Materialeigenschaften. Sie sind den selbstpolymerisierenden Direkt- und Eierschalenprovisorien somit stark überlegen [9].

Die durch das CAD/CAM-Verfahren gestalteten und gefrästen Provisorien werden ausgearbeitet und poliert und können dann im Patientenmund eingesetzt werden.

Die Materialeigenschaften der Hochleistungspolymere und ihre hochhomogene Struktur werden durch diesen Fertigungsprozess des Provisoriums nicht weiter verändert.

CAD/CAM-gefertigte Provisorien sind individualisierbar und zeigen auch bei längerer Verweildauer eine dauerhafte Farbstabilität, natürliche Fluoreszenz und hohe Abrasionsfestigkeit [77, 78].

Materialbezogene Vorteile sind [79]:

- günstige CAD/CAM-Verarbeitungseigenschaften
- hohe Homogenität
- sehr geringer Restmonomergehalt
- höhere Festigkeit und geringere Festigkeitsstreuung

- verbesserte Biokompatibilität
- reduzierter Verschleiß
- gute Langzeitstabilität
- keine Polymerisationsschrumpfung

### **2.6.1. Behandlungsmöglichkeiten durch CAD/CAM-gefertigte Langzeitprovisorien**

Bedingt durch die überlegenen Materialeigenschaften von Hochleistungspolymeren werden zahlreiche neue Vorgehensweisen in der zahnmedizinischen Behandlung ermöglicht [6, 45, 52, 76].

Ein pathologischer Verlust von Zahnhartsubstanz aus den verschiedensten Gründen ist weltweit ein stets fortschreitendes Problem. Die Ätiologie ist multifaktoriell [6]. Neben Karies kommen Prozesse wie Erosion, Abrasion und Attrition in Frage. Gerade hochkomplexe Fälle, die beispielsweise mit einem Verlust der vertikalen Dimension der Okklusion einhergehen, stellen eine große Herausforderung für den Zahnarzt dar. Die Hochleistungspolymere ermöglichen eine gute vorbereitende Behandlung, wenn sehr massive, umfangreiche Korrekturen notwendig sind. Die Farbe, die Form und die richtige Position der Zähne sind wieder herstellbar. Darüber hinaus können Faktoren wie die korrekte Lippenposition, die Dynamik oder die richtige Position der Lachlinie erprobt werden, die im zahntechnischen Labor nur äußerst schwer zu ermitteln sind. Außerdem ist es möglich, CAD/CAM-Restaurationen adhäsiv an nicht präparierten Zähnen zu befestigen, um ein Verlust von Zahnhartsubstanz auszugleichen. Hochleistungspolymere können in dünneren Schichtstärken verwendet werden als z.B. keramische Restaurationsmaterialien.

Viele Veränderungen in großem Umfang verlangen nach der Möglichkeit der vorgeschobenen klinischen Testphase, um eine Restauration in Funktion, Phonetik und Ästhetik zu erproben [6].

Sind eventuelle Veränderungen erwünscht, können diese kostengünstig und einfach vorgenommen werden.

Neben den vielseitigen Behandlungsmöglichkeiten sind an dieser Stelle auch patientenbezogenen Vorteile des CAD/CAM-Verfahrens in Kombination mit den Hochleistungspolymeren zu nennen [7, 9, 76]. Durch die Verwendung des CAD/CAM-Systems sind jederzeit eine einfache und schnelle Reproduzierbarkeit des Provisoriums sowie die Umsetzung in die definitive Restauration möglich, da entsprechende Daten gespeichert werden können. Außerdem kann durch die Nutzung eines Intraoral-Scanners auf die für die Patienten oft unangenehme Abformung verzichtet werden. Des weiteren ist die Fertigung dieser Provisorien weniger zeit- und kostenintensiv, als die der laborgefertigten Langzeitprovisorien.

Nachfolgend wird eine kurze Zusammenfassung der Behandlungsmöglichkeiten durch moderne CAD/CAM-Technik und Hochleistungspolymere aufgeführt [1, 9, 10, 46, 52, 80]:

- Zeitlich ausgedehnte Vorbehandlungsphasen
- Prüfung zahntechnisch erstellter Restaurationsentwürfe hinsichtlich ästhetischer, kaufunktioneller und phonetischer Gesichtspunkte
- Atraumatische Überführung einer erfolgreichen Positionierungstherapien mit Okklusionsschienen in ein dimensionsstabiles Langzeitprovisorium
- Beurteilung umfangreicher Farb-, Form- und Stellungskorrekturen in der ästhetischen Zone
- Zentrales Kommunikationsmedium zwischen Patienten, Zahnarzt und Zahntechniker

## **2.7. Farbmeterik und Lichttransmission**

### **2.7.1. Definition Farbmeterik**

Laut Richter ist Farbe durch die Bereiche Helligkeit, Sättigung und Buntton definiert [81].

- Helligkeit: Man unterscheidet in hell und dunkel und beurteilt ein Objekte je nachdem wie stark lichtreflektierend es ist.
- Sättigung: Man unterscheidet kräftige und blasse Farben. Hierbei geht es um den Anteil reiner (monochromatischer) Farbe.
- Buntton: Man unterscheidet Farbfamilien zur genauen Farbbezeichnung, z.B. rot, grün, blau, gelb usw. Der Buntton entspricht dem zufolge einer bestimmten Wellenlänge des Lichtes.

### **2.7.2. Das CIE- Lab System**

Das CIE (Comission Internationale de l'Eclairage)-Lab System, das von der amerikanischen zahnärztlichen Vereinigung empfohlen wird, beschreibt ein dem subjektiven Empfinden angepasstes Farbsystem [82, 83].

Gemäß dem CIE-Lab System bestehen alle in der Natur vorkommenden Farben aus den Grundfarben rot, grün und blau [83]. Jede Farbe wird als Koordinatenpunkt im CIE-Lab System festgelegt [84] und somit im CIE-Lab-Farbraum berücksichtigt.

Dabei gilt:

- L entspricht der Helligkeit
- a entspricht der Farbposition zwischen rot und grün
- b entspricht der Farbposition zwischen gelb und blau

Zur Veranschaulichung siehe Abbildung 2.



Drei Modelle des CIE Lab-Farbraumes

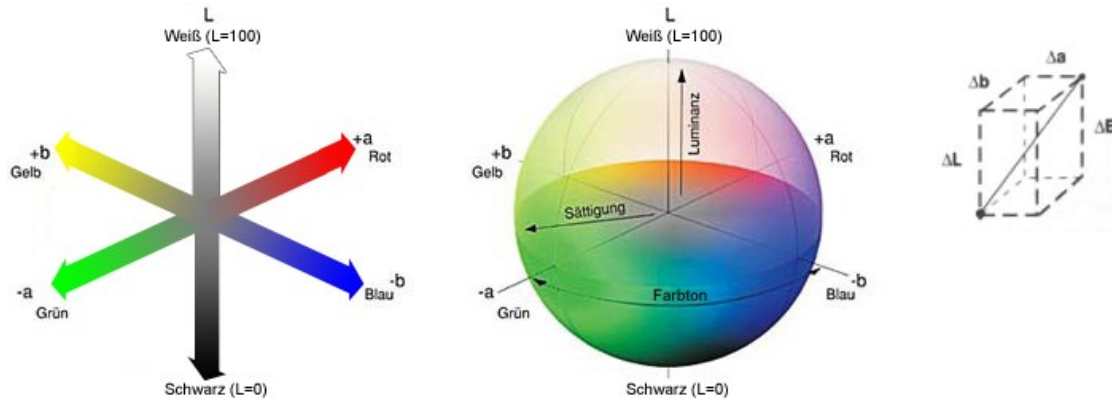


Abbildung 2: Drei Modelle des CIE-Lab-Farbraumes [85]

### 2.7.3. Bedeutung und Einsatz von Delta E ( $\Delta E$ )

Farbveränderungen werden als  $\Delta E$  angegeben und mit Hilfe einer Formel berechnet [81, 86]:

$$\Delta E_{ab} = \sqrt{(L_2^* - L_1^*)^2 + (a_2^* - a_1^*)^2 + (b_2^* - b_1^*)^2}$$

$$\Delta L = L_2^* - L_1^* (= L \text{ nach Einlagerung} - L \text{ vor Einlagerung})$$

$$\Delta a = a_2^* - a_1^* (= a \text{ nach Einlagerung} - a \text{ vor Einlagerung})$$

$$\Delta b = b_2^* - b_1^* (= b \text{ nach Einlagerung} - b \text{ vor Einlagerung})$$

Dabei gilt [81, 86]:

- Positiver  $\Delta L$ -Wert = heller
- Negativer  $\Delta L$ -Wert = dunkler
- Positiver  $\Delta a$ -Wert = roter
- Negativer  $\Delta a$ -Wert = grüner
- Positiver  $\Delta b$ -Wert = gelber
- Negativer  $\Delta b$ -Wert = blauer

In der Fachliteratur werden verschiedene Werte beschrieben, ab wann der Mensch Farbveränderungen wahrnehmen kann. Ruyter et al. fanden in zahlreichen Studien heraus, dass ein  $\Delta E > 3,3$  für 50% der Beobachter einen Farbunterschied darstellt [87].

#### **2.7.4. Messmethoden zur Bestimmung von Farbunterschieden**

Im Prinzip gibt es zwei verschiedene Möglichkeiten Farbunterschiede zu bestimmen: zum einen durch visuelle Messmethoden und zum anderen durch maschinelle Verfahren.

Visuelle Farbbestimmungen werden mit Vorher-Nachher-Bildern oder speziellen Farbtafeln durchgeführt, gelten aber als sehr ungenau und nicht reproduzierbar [84].

Die maschinellen Messmethoden hingegen gelten als zuverlässig, da sie zu objektiven Testergebnissen führen, welche reproduzierbar sind [88]. In diesem Zusammenhang haben sich in der Zahnmedizin vor allem drei Methoden durchgesetzt: Die digitale Bildanalyse, die Kolorimetrie und die Spektrophotometrie.

Zu beachten ist, dass auch die maschinellen Messmethoden Einflüssen unterliegen, wie z.B. die Genauigkeit der Messmethode an sich, den zu messenden Objekten und den Eigenschaften der jeweiligen Geräte, die es zu beachten gilt. Empfehlenswert ist es, wenn maschinelle und visuelle Testmethoden genutzt werden, um sich gegenseitig zu ergänzen [88, 89] .

Digitale Bildanalyse:

Hierfür werden digital aufgenommene Vorher-Nachher-Bilder verglichen. Der RGB-Farbraum findet hier Verwendung und dient zur Analyse der roten, grünen und blauen Bildinformationen [88].

Die digitale Bildanalyse ist eine sehr einfache Methode der maschinellen Verfahren. Sie berücksichtigt weder die Helligkeit noch die Sättigung der Farben, sondern bedient sich lediglich einer subjektiven Farbtoneauswahl [88].

Kolorimetrie:

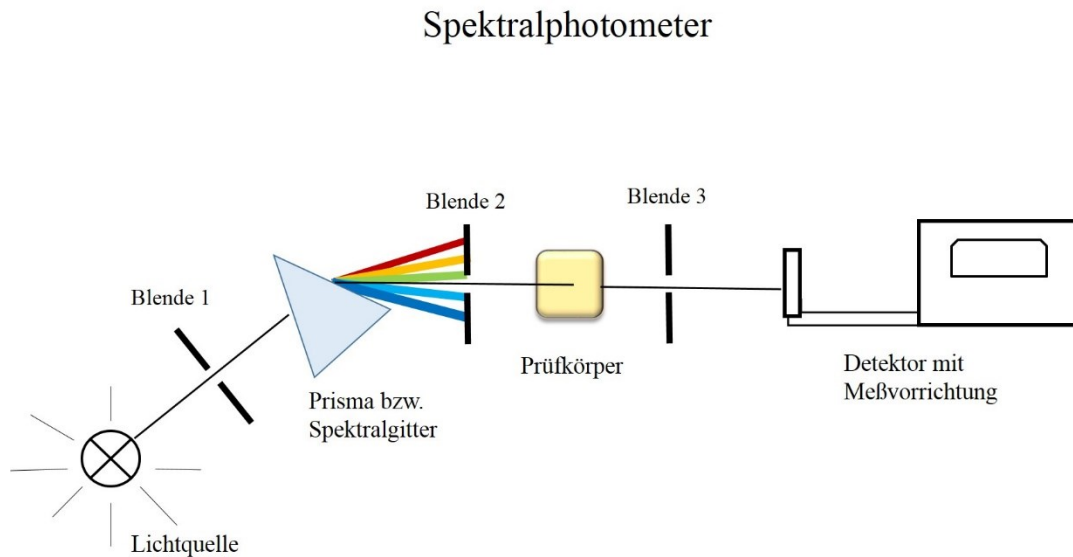
Das Kolorimeter (lat. Farbmesser) ist ein Gerät zur Messung und zum Vergleich von Farbwerten [88]. Es filtert aus dem polychromatischen Licht rote, grüne und blaue Bereiche des sichtbaren Spektrums heraus und untersucht diese auf Intensitätsverteilung. Es erfolgt quasi eine Spektralanalyse. Die zum Einsatz kommenden Filter nutzen sich im Laufe der Zeit ab, was die erzeugten Ergebnisse nicht reproduzierbar macht. Außerdem sind diese Geräte weniger zuverlässig als Spektralphotometer, da sie keine Reflektionen registrieren und abgrenzen können.

Spektrophotometrie:

Ein Spektralphotometer misst die Lichtenergie, die von einem Objekt innerhalb des sichtbaren Bereiches reflektiert wird [84]. Die Messung wird dabei in den Normfarbwerten X, Y und Z angegeben [82], die die Basis der Farbmeterik bilden, aber in andere Farbsysteme umgerechnet werden müssen, um eine Aussage über Helligkeit, Sättigung und Buntton geben zu können [82].

Das Spektralphotometer besteht aus einer Lichtquelle, einem Spektralgitter bzw. Prisma, welches das Licht in seine spektralen Anteile zerlegt, dem Prüfkörper, drei Blenden und einem

Detektor mit Messvorrichtung, der das Licht in messbare Signale umwandelt [82, 88]. Der schematische Aufbau ist in Abbildung 3 dargestellt.



**Abbildung 3: Spektralphotometer mit Lichtquelle [nach [90]], Blende 1, Prisma bzw. Spektralgitter, Blende 2, Prüfkörper, Blende 3 und Detektor mit Messvorrichtung:**

Eine Lichtquelle strahlt weißes polychromatisches Licht aus (Mischung aus allen elektromagnetischen Wellen). → Durch die erste Blende wird ein schmales polychromatisches Lichtbündel isoliert. → Der Lichtstrahl wird durch das Prisma geleitet und es entsteht ein monochromatischer Lichtstrahl (elektromagnetische Wellenlänge mit bestimmter Frequenz). → Brechung der Wellen abhängig von ihrer Wellenlänge → Blende 2 filtert den Lichtstrahl einer bestimmten Wellenlänge heraus und schickt ihn durch den Prüfkörper. → Je nach Prüfkörper wird der monochromatische Lichtstrahl unterschiedlich stark absorbiert. → Der durchlaufende Lichtstrahl wird durch die Blende 3 von Streuung gereinigt und trifft auf den Detektor (meist eine Photozelle, die Lichtintensitäten misst). [In Anlehnung an [90]]

Mit Hilfe des Spektralphotometers ist im weiteren die Lichttransmission bestimmbar, da Daten über den Anteil des Lichtes geliefert werden, welches ein Objekt durchdringt [91]. Bei der Lichttransmission handelt es sich somit um elektromagnetische Wellen (= Licht), die durch

einen Körper durchscheinen. Je nach Eigenschaft des Mediums -in unserem Fall der PMMA-Prüfkörper- wird das Licht unterschiedlich stark reflektiert und absorbiert. Nimmt die Lichttransmission ab, ist das Material weniger transluzent, was eine Zunahme des Verfärbungsgrades bedeutet.

Wichtig ist in diesem Zusammenhang, dass das Licht, welches einen Prüfkörper durchdringt, optische Informationen über die Umgebung enthält. Die Farbwahrnehmung wird also durch die Umgebung, in der sich der Prüfkörper befindet, beeinflusst [92]. Die Gesamtlichttransmission kann durch die Berechnung des Integrals  $t_c$  innerhalb eines definierten Wellenlängenbereichs gemessen werden [93]. Das Integral  $t_c$  ergibt sich aus der Intensität des ausgesendeten Strahls ( $I$ ) geteilt durch die Intensität des Strahls, der den Prüfkörper einer bestimmten Dicke durchdringt ( $I_0$ ) [82].

$$t_c = I / I_0$$

Somit kann durch spezielle Softwaresysteme aus der Lichttransmission die Farbveränderung berechnet werden.

Die Spektrophotometrie stellt eine gute Methode der Farbmessung dar und wurde deshalb zusammen mit dem CIE-Lab Farbsystem in der vorliegenden Studie verwendet, um Farbveränderungen zu analysieren.

### **3. ZIEL UND HYPOTHESE DER DOKTORARBEIT**

In der vorliegenden Arbeit soll der Einfluss verschiedener Flüssigkeiten auf die Farbstabilität von sechs PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoffen im Vergleich zu einem konventionellen PMMA-Kunststoff untersucht werden. Dabei lautete die Arbeitshypothese, dass CAD/CAM-Kunststoffe höhere Farbbeständigkeiten aufweisen als ein manuell verarbeiteter und konventionell polymerisierter Kunststoff.

#### 4. MATERIAL UND METHODE

Zur vergleichenden Untersuchung wurden herangezogen:

- 280 vorab gefertigte Prüfkörper
  - 40 Prüfkörper je Material (7 Materialien)
    - Bei allen verwendeten Materialien handelt es sich um PMMA-Kunststoffe.
    - Sechs dieser PMMA-Materialien wurden industriell polymerisiert und eines manuell.
      - davon 10 Prüfkörper pro Lagerungsflüssigkeit

Hersteller	Material	Genutzte Abkürzungen	Materialgruppe	CAD/CAM oder Manuell	Farbe	LOT-Nr.	
Wieland	Zenotec PMMA	ZT	PMMA	CAD/CAM	A3	801	
Degudent	Cercon base PMMA	DG	PMMA	CAD/CAM	A3	n.n.	
Merz	artBloc Temp	MA	PMMA	CAD/CAM	A3	21709	
Straumann	polycon ae	SP	PMMA	CAD/CAM	A3	11109	
Anaxdent	New Outline CAD	AN	PMMA	CAD/CAM	A3	2007003286	
Goldquadrat	Quattro Disc Eco PMMA	GO	PMMA	CAD/CAM	A3	7886	
Anaxdent	New Outline manuell	ANM	PMMA	manuell	A3	2011005755	Powder
						2011005834	Liquid

**Tabelle 1: Auflistung aller untersuchten Materialien, ihre Hersteller und die in dieser Arbeit verwendeten Abkürzungen.**

Zenotec PMMA (Wieland Dental, Pforzheim, Deutschland):

- Acrylpolymeres auf Basis von Methylmethacrylat
- Zugfestigkeit: 80 MPa (entsprechend DIN EN ISO 527)
- Dehngrenze: 60 MPa (entsprechend DIN EN ISO 527)
- Bruchdehnung: 6 % (entsprechend DIN EN ISO 527)
- Elastizitätsmodul: 2400 MPa (entsprechend DIN EN ISO 527)
- Biegefestigkeit: 97 MPa (entsprechend DIN EN ISO 178)
- Wasseraufnahme:  $<32 \mu\text{g}/\text{mm}^2$  (in Anlehnung an EN ISO 10477:1996)

Cercon base PMMA (Degudent, Hanau, Deutschland):

- Rohlinge aus PMMA und vernetzende Copolymere der Methacrylsäure > 99%
- Farbstoffe (vornehmlich Eisenoxidpigmente und Benzoylperoxid < 1%)
- Dichte: 1,19 g/cm<sup>3</sup>
- Löslichkeit:  $\leq 7,5 \mu\text{g/mm}^3$
- Biegefestigkeit:  $\geq 65 \text{ MPa}$
- Wasseraufnahme:  $\leq 40 \mu\text{g/mm}^3$
- Biegemodul:  $\geq 2000 \text{ MPa}$

artBloc Temp (Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Deutschland):

- Monochromer Block aus hochvernetzendem, interpenetriertem PMMA, dem OMP<sup>®</sup>-Netzwerk (Organic Modified Polymer-Network)
- Blockgröße: 15,5 \* 19 \* 39 mm
- frei von anorganischen Füllstoffen und Fasern
- Biegefestigkeit: 93 MPa (N/mm<sup>2</sup>) nach EN ISO 10477
- Elastizitätsmodul: 2.680 MPa (N/mm<sup>2</sup>) nach EN ISO 1567
- Wasseraufnahme: Entspricht EN ISO 10477 für Kronen- und Brückenkunststoffe
- Löslichkeit: Entspricht EN ISO 10477 für Kronen- und Brückenkunststoffe
- Farbstabilität: Entspricht EN ISO 10477 für Kronen- und Brückenkunststoffe

polycon ae (Straumann, Basel, Schweiz):

- Hochvernetzendes Polymethylmethacrylat
- Flammpunkt: > 250°C (ASTM D 1929-68)
- Erweichungstemperatur: Nicht bestimmt
- Zündtemperatur: > 400°C (ASTM D 1929-68)
- Dichte: Ca. 1,19 g/cm<sup>3</sup> bei 20°C
- Löslichkeit (qualitativ): Schwer löslich in organischen Lösungsmitteln



- Wasserlöslichkeit: Unlöslich

New Outline CAD (Anaxdent, Stuttgart, Deutschland):

- Acrylharz auf Basis von Polymethylmethacrylat
- Schmelzpunkt/Schmelzbereich: Unbestimmt
- Siedepunkt/Siedebereich: Unbestimmt
- Brennpunkt: 251°C
- Zündtemperatur: 400°C
- Dichte: Unbestimmt
- Löslichkeit/Mischbarkeit mit Wasser: Unlöslich
- Lösemittelgehalt: 0,0 %
- Festkörpergehalt: 100,0 %

Quattro Disc Eco PMMA (Goldquadrat, Hannover, Deutschland):

- Vernetztes Polymethylmethacrylat
- Pigmente: Bis 0,15 %
- Biegefestigkeit: 114 MPa
- Vickershärte: 26,60 HV
- Elastizitätsmodul: 2771 MPa
- Restmonomer: < 1 %

New Outline (Anaxdent, Stuttgart, Deutschland):

- Es liegen keine Angaben des Herstellers vor.

Alle PMMA- Kunststoffe wurden von den Herstellern in der Farbe A3 angeliefert.

#### **4.1. Herstellung dimensionsgleicher Prüfkörper**

Die Herstellung der Prüfkörper verlief für alle CAD/CAM-Materialien ZT, DG, MA, SP, AN und GO auf die gleiche Art und Weise. Die Firmen lieferten serienmäßig das entsprechende Material in Form eines Blocks (blanks).

Das Material zur manuellen Verarbeitung und chemischen Polymerisierung von Anaxdent (New Outline) wurde 1:1 angemischt und in einen Silikonträger (Siladent, Goslar, Deutschland) eingefüllt. Dieser wies kreisrunde Hohlräume mit genau 2 mm Höhe auf. Um eine gleichmäßige Befüllung der Hohlräume zu erhalten, wurde direkt nach dem Einbringen des Materials eine Glasplatte für 3 Minuten auf den Silikonträger gedrückt.

Die entstehenden Scheiben wurden durch den Poliervorgang auf die endgültig Dicke von 1 mm gebracht.

##### **4.1.1. Zuschneiden der CAD/CAM-Rohlinge**

Die serienmäßig hergestellten und unter industriellen Bedingungen polymerisierten Blöcke (blanks) der jeweiligen Materialien wurden mit Hilfe des Accutom 2 (Struers, Ballerup, Dänemark) zugeschnitten. Dazu wurden die Blöcke in das Gerät eingespannt und mit Hilfe einer diamantierten Trennscheibe Diamond Cut-off wheel M1D13 (Struers) unter ständiger Wasserkühlung und gleichmäßigem Vorschub beschnitten. Es resultieren ca. 1,6 mm breite Scheiben, die zur weiteren Verarbeitung genutzt wurden. Nach dem groben Schnittvorgang wurden diese Scheiben durch Politur auf die definitive Dicke von  $1,0 \text{ mm} \pm 0,02 \text{ mm}$  reduziert.

#### 4.1.2. Schleifen und Polieren der Prüfkörper

Das Gerät Abramin (Struers) fand im Prozess des Schleifens und Polierens Verwendung. Ein rotierender Teller mit manuell einstellbarem Druck und einstellbarer Geschwindigkeit bearbeitete die Prüfkörper.

Der Teller wurde verschieden bespannt:

Beschliffen wurden die Prüfkörper im ersten Schritt mit Diamantschleifpapier der Körnung 40  $\mu\text{m}$  (MD Rondo Code: Ronal, Struers). Im 2. Schritt wurde Diamantschleifpapier der Körnung 20  $\mu\text{m}$  (MD Rondo Code: Ronal, Struers) genutzt. Der gesamte Prozess des Schleifens erfolgte unter ständiger Wasserkühlung.

Mit der metallenen Vorpoliturmatte (MD Largo Code: Malax, Struers) und einer Gummimatte (MD Chem Code: Meche, Struers) wurden die geschliffenen Prüfkörpern poliert. Als Politurmittel wurde ein auf Wasser basierendes Diamantpoliermittel mit 3  $\mu\text{m}$  Abrieb (Dia Pro, Struers) und eine Hochglanzpoliturmilch (OP-S Suspension Code: Opsot, Struers) genutzt.

Ablauf des Schleifens und Polierens:

Um die Prüfkörper auf eine definitive Höhe von 1 mm zu schleifen, wurden diese auf einer speziellen Metalplatte befestigt, die dann in das Gerät Abramin parallel zu dem rotierenden Teller eingespannt wurde. Die Prüfkörper wurden durch Erwärmung auf einer Herdplatte mit einem speziellen Klebewachs (Ocon-200; Logitech, Glasgow, United Kingdom) an die Platte geklebt. Jeweils acht Prüfkörper wurden vis-à-vis gegenübergestellt und dabei gleichmäßig auf der Platte verteilt.

Bearbeitung der 1. Prüfkörperseite:

Die Prüfkörperdicke wurde 40 Sekunden mit dem 40  $\mu\text{m}$  Diamantschleifpapier und 20 Sekunden mit dem 20  $\mu\text{m}$  Diamantschleifpapier reduziert. Es folgt die Vorpolitur über 2,5 Minuten unter

konstanter Zugabe von 3  $\mu\text{m}$  Diamantpoliermittel. Die Hochglanzpolitur durch die Gummimatte dauerte 2 Minuten, davon 1,5 Minuten mit der Hochglanzpoliturmilch und 30 Sekunden unter ständiger Wasserzufuhr.

Nach der Bearbeitung der 1. Seite wurden die Prüfkörper gewendet. Dazu wurden diese, wieder unter Wärmezufuhr, von der Metallplatte gelöst, gereinigt, gewendet und erneut wie oben beschrieben auf der Metallplatte befestigt. Die Metallplatte wurde nun wieder in das Gerät Abramin eingebracht, um die 2. Seite zu beschleifen und zu polieren.

Bearbeitung der 2. Prüfkörperseite:

Eine langsame Annäherung an die 1,00 mm Prüfkörperdicke erfolgte mit dem 40  $\mu\text{m}$  Diamantschleifpapier. Eine ständige Messung der Prüfkörperdicke mit Hilfe der Bügelmessschraube 0-25 mm Garant (Hoffmann Group, München, Deutschland) wurde dabei durchgeführt. Der Feinschliff im Abtrag bis zur korrekten Höhe von 1,00 mm wurde durch das Diamantschleifpapier mit 20  $\mu\text{m}$  Körnung vorgenommen. Die Vorpolitur und die Hochglanzpolitur erfolgten wie bei der 1. Prüfkörperseite (s.o.).

#### **4.1.3. Lagerung und Nummerierung der Prüfkörper**

Vor der Lagerung und der Nummerierung der Prüfkörper wurden diese gründlich gereinigt. Solvitan (VOCO, Cuxhaven, Deutschland) und feine Kosmetiktücher kamen hierfür zum Einsatz.

Entfettet und von Politurresten befreit wurden die Prüfkörper in schwarzen, lichtundurchlässigen Fotofilmdosen bis zum Beginn der Messungen aufbewahrt. Die Prüfkörper wurden durch-

nummeriert. 10 Prüfkörper pro Material wurden zufällig einer Lagerungsflüssigkeit zugeordnet. So wurde die Identifizierung jedes einzelnen Prüfkörpers während der gesamten Untersuchung gewährleistet.

## **4.2. Künstliche Alterung der Prüfkörper und Datenerhebung**

Das Einlegen in die jeweiligen Flüssigkeiten verlief in ebenfalls lichtundurchlässigen schwarzen Boxen bei 37°C. Jedoch wurden die Prüfkörper zunächst in eine Schaumstoffmatte mit vorgefertigten Kerben gesteckt, sodass diese in der Box gut befestigt und zugleich durch die Flüssigkeit gut umspült wurden.

### **4.2.1. Verwendete Lagerungsflüssigkeiten**

Für die künstliche Alterung der Prüfkörper wurden folgende Flüssigkeiten verwendet:

- Kunstspeichel [Fusayama/ Meyer Speichel: KCL (0,4 g/l), NaCl (0,4 g/l),  $\text{CaCl}_2 \times \text{H}_2\text{O}$  (0,906 g/l),  $\text{NaH}_2\text{PO}_4 \times 2\text{H}_2\text{O}$  (0,690 g/l),  $\text{Na}_2\text{S} \times 9\text{H}_2\text{O}$  (0,005 g/l), Urea (1 g/l)]
- Coca Cola [The Coca Cola Company, Berlin, Deutschland]
- Kaffee, Jacobs Krönung [Kraft Foods, Bremen, Deutschland (nach Empfehlung des Herstellers, 60g/l)]
- Rotwein, handelsüblich [Bordeaux 2009, Landiras, Liechtenstein]

### **4.2.2. Lagerungszeiten**

Die Prüfkörper wurden vor der Lagerung (Baseline- Messung) sowie nach 24 Stunden und nach 2, 7, 14 und 28 Tagen Lagerung auf den Grad ihrer Verfärbung hin untersucht.

### **4.2.3. Messung der Lichttransmission bzw. der Farbveränderung**

Jeder der Prüfkörper wurde mehrfach, nach voranschreitenden Zeitintervallen (wie oben beschrieben) untersucht. Die Messung wurde im Bereich von 400 nm bis 700 nm in Intervallen von 10 nm aufgenommen. Der Quotient aus der Intensität des Lichtstrahls und der durch den

Prüfkörper gelangenden Lichtstrahls wurde als Transmission T bezeichnet. Hierbei handelt es sich um Integrale der Messung von 400 nm bis 700 nm.

Einstellungen des Spektralphotometers:

- Leuchtmittel: D65
- Lichtquellenabstand: 5 cm
- Einstrahlwinkel: 10°
- Spaltbreite: 2 nm
- Messintervall: 10 nm
- Messgeschwindigkeit: 960 nm/min
- Lampenwechsel bei 326nm
- Messbereich: 400 nm - 700 nm (entspricht dem sichtbaren Bereich des Lichts)

Nach der durchgeführten Messung kam der Prüfkörper zur weiteren Aufbewahrung zurück in die lichtundurchlässige Box mit der jeweiligen Färbelösung. Messungen dieser Art erfolgten in unserem Fall mit Hilfe des Photospektrometers Lambda 35 (PerkinElmer, Waltham, USA) und der Color-Software UV WinLab™ 2.8. (PerkinElmer, Waltham, USA).

#### **4.2.4. Berechnung des $\Delta E$ im Lab- Farbraum**

Aus den gemessenen Lichttransmissionswerten wurden mit Hilfe der Color-Software UV WinLab™ 2.8 Werte für L, a und b berechnet. Das  $\Delta E$  wurde anschließend wie folgt berechnet:

$$\Delta E = \sqrt{\Delta a^2 + \Delta b^2 + \Delta L^2}$$

$$\Delta L = L_{\text{nach Lagerung}} - L_{\text{vor Lagerung}}$$

( $\Delta L$  beschreibt die Helligkeit. Hierbei entspricht  $\Delta L=0$  schwarz und  $\Delta L=100$  weiß)

$\Delta a$      $= a_{\text{nach Einlagerung}} - a_{\text{vor Einlagerung}}$

( $\Delta a$  beschreibt den Grün- bzw. den Rotanteil. Dabei sind negative Werte grün und positive Werte rot.)

$\Delta b$      $= b_{\text{nach Einlagerung}} - b_{\text{vor Einlagerung}}$

( $\Delta b$  beschreibt den Blau- bzw. Gelbanteil. Ein negativer Wert entspricht blau und ein positiver Wert gelb.)



### 4.3. Statistische Auswertung der Daten

Die errechneten  $\Delta E$ -Werte wurden deskriptiv ausgewertet. Dazu zählten der Mittelwert mit der Standardabweichung, das 95 % Konfidenzintervall sowie Minimum, Maximum und Median.

Da longitudinale Daten vorlagen, wurden die Unterschiede in Bezug auf die Lagerungszeit sowie die Unterschiede zwischen den Materialien mittels der Gemischten Modellanalyse (mixed models) ausgewertet. Longitudinale Daten liegen vor, wenn ein und dieselben Prüfkörper über ein bestimmtes Zeitintervall beobachtet werden. Als Kontrollgruppe für die Berechnung der Unterschiede wurde das manuell polymerisierte New Outline (ANM) verwendet. Die statistische Analyse wurde auf dem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  berechnet. Zur statistischen Auswertung wurde die Software SPSS Version 20 (SPSS INC, Chicago, IL, USA) verwendet. Zuvor wurden die Werte in einer Excel-Tabelle gesammelt (Microsoft Office Excel 2007).

Die  $\Delta E$ -Werte aller Probegruppen wurden zur besseren Anschauung in Streupunktdiagrammen dargestellt. Die Streupunktdiagramme geben Aufschluss über das Anfangsniveau der ermittelten  $\Delta E$ -Werte. Ferner sind in diesen lineare Regressionsgraden für alle getesteten Proben in Abhängigkeit von der Lagerungszeit dargestellt.

## **5. ERGEBNISSE**

### **5.1. Farbveränderung nach Einlagerung in Kunstspeichel**

Die deskriptiven Statistiken für die parametrische Analyse wie Mittelwert des  $\Delta E$  (MW) mit Standardabweichung (SW), 95 % Konfidenzintervall (95 % KI) sowie die nicht parametrische Analyse wie Minimum (MIN), Median und Maximum (MAX) der getesteten Kunststoffe für die Lagerungsflüssigkeit Kunstspeichel sind in Tabelle 2 und in Abbildung 4 dargestellt.

	Material	Zeitpunkt (d)	MW ± SW	95% KI	MIN	Median	MAX
<b>Kunstspeichel</b>	ZT	1	0,15 ± 0,10	(0,07;0,23)	0,03	0,14	0,35
	ZT	2	0,17 ± 0,04	(0,13;0,21)	0,12	0,18	0,23
	ZT	7	0,17 ± 0,06	(0,12;0,22)	0,10	0,18	0,31
	ZT	14	0,16 ± 0,09	(0,08;0,24)	0,06	0,14	0,33
	ZT	28	0,15 ± 0,08	(0,09;0,22)	0,06	0,14	0,27
	DG	1	0,18 ± 0,08	(0,11;0,24)	0,09	0,16	0,34
	DG	2	0,29 ± 0,06	(0,23;0,34)	0,19	0,28	0,39
	DG	7	0,32 ± 0,06	(0,26;0,37)	0,21	0,32	0,40
	DG	14	0,42 ± 0,05	(0,37;0,46)	0,33	0,43	0,49
	DG	28	0,38 ± 0,14	(0,27;0,48)	0,19	0,37	0,58
	MA	1	0,44 ± 0,13	(0,34;0,54)	0,22	0,45	0,63
	MA	2	0,54 ± 0,10	(0,46;0,62)	0,37	0,55	0,67
	MA	7	0,50 ± 0,11	(0,41;0,59)	0,28	0,51	0,69
	MA	14	0,66 ± 0,08	(0,59;0,73)	0,51	0,67	0,76
	MA	28	0,87 ± 0,15	(0,75;0,98)	0,52	0,91	1,06
	SP	1	0,68 ± 0,52	(0,30;1,06)	0,12	0,49	0,79
	SP	2	0,74 ± 0,52	(0,36;1,12)	0,08	0,66	1,80
	SP	7	0,86 ± 0,50	(0,49;1,22)	0,30	0,75	1,86
	SP	14	0,94 ± 0,46	(0,60;1,28)	0,50	0,79	1,82
	SP	28	1,00 ± 0,37	(0,73;1,28)	0,57	0,97	1,91
	AN	1	0,16 ± 0,09	(0,08;0,23)	0,06	0,15	0,34
	AN	2	0,26 ± 0,28	(0,5;0,47)	0,02	0,16	0,88
	AN	7	0,31 ± 0,16	(0,19;0,44)	0,07	0,30	0,64
	AN	14	0,40 ± 0,14	(0,29;0,50)	0,19	0,38	0,69
	AN	28	0,62 ± 0,16	(0,50;0,74)	0,36	0,60	0,87
	GO	1	0,33 ± 0,14	(0,22;0,44)	0,15	0,30	0,62
	GO	2	0,32 ± 0,17	(0,19;0,46)	0,14	0,28	0,61
	GO	7	0,42 ± 0,13	(0,32;0,52)	0,28	0,41	0,68
	GO	14	0,49 ± 0,13	(0,39;0,59)	0,32	0,48	0,70
	GO	28	0,54 ± 0,20	(0,39;0,69)	0,34	0,50	0,96
	ANM (KG)	1	1,03 ± 0,48	(0,68;1,38)	0,33	0,96	1,86
	ANM (KG)	2	1,02 ± 0,30	(0,79;1,25)	0,68	0,96	1,59
	ANM (KG)	7	0,96 ± 0,26	(0,76;1,15)	0,47	0,93	1,46
	ANM (KG)	14	0,71 ± 0,24	(0,53;0,88)	0,20	0,70	0,97
	ANM (KG)	28	1,12 ± 0,43	(0,80;1,44)	0,48	0,99	1,77

**Tabelle 2: Parametrische und nicht parametrische deskriptive Statistik: ΔE mit Mittelwert, Standardabweichung und 95% Konfidenzintervall sowie Minimum, Median und Maximum für die Lagerung in der Flüssigkeit Kunstspeichel**

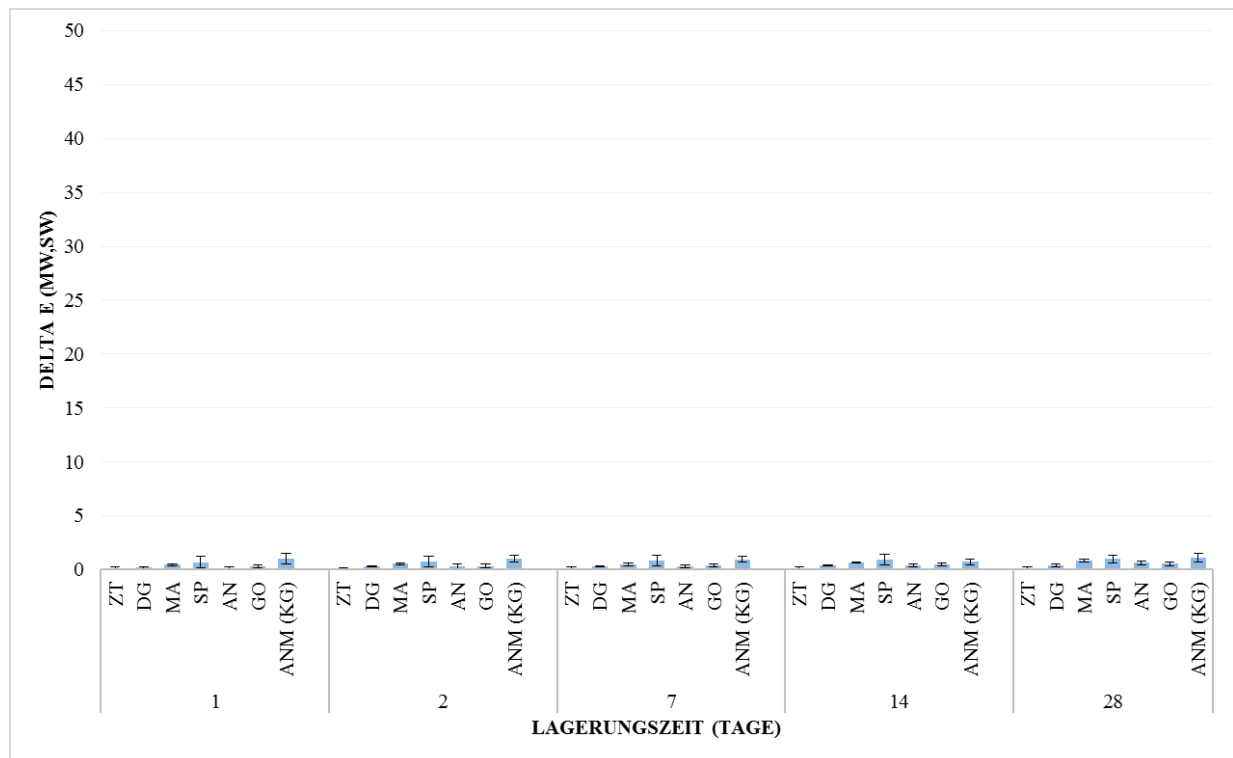


Abbildung 4:  $\Delta E$ : Mittelwerte und Standardabweichungen; Kunstspeichel

An Hand der Gemischten Modell Analyse wurden signifikante Unterschiede zwischen den getesteten Kunststoffen ( $p < 0.001$ ), sowie der Lagerungszeit ( $p < 0,001$ ) beobachtet. Des weiteren wurde ein Zusammenhang zwischen den Kunststoffen und der Lagerungszeit ( $p = 0,003$ ) festgestellt. Die Regressionsgraden für alle getesteten Kunststoffe in Abhängigkeit von der Lagerungszeit sind in der Abbildung 5 „Flüssigkeit: Kunstspeichel“ zusammengefasst.

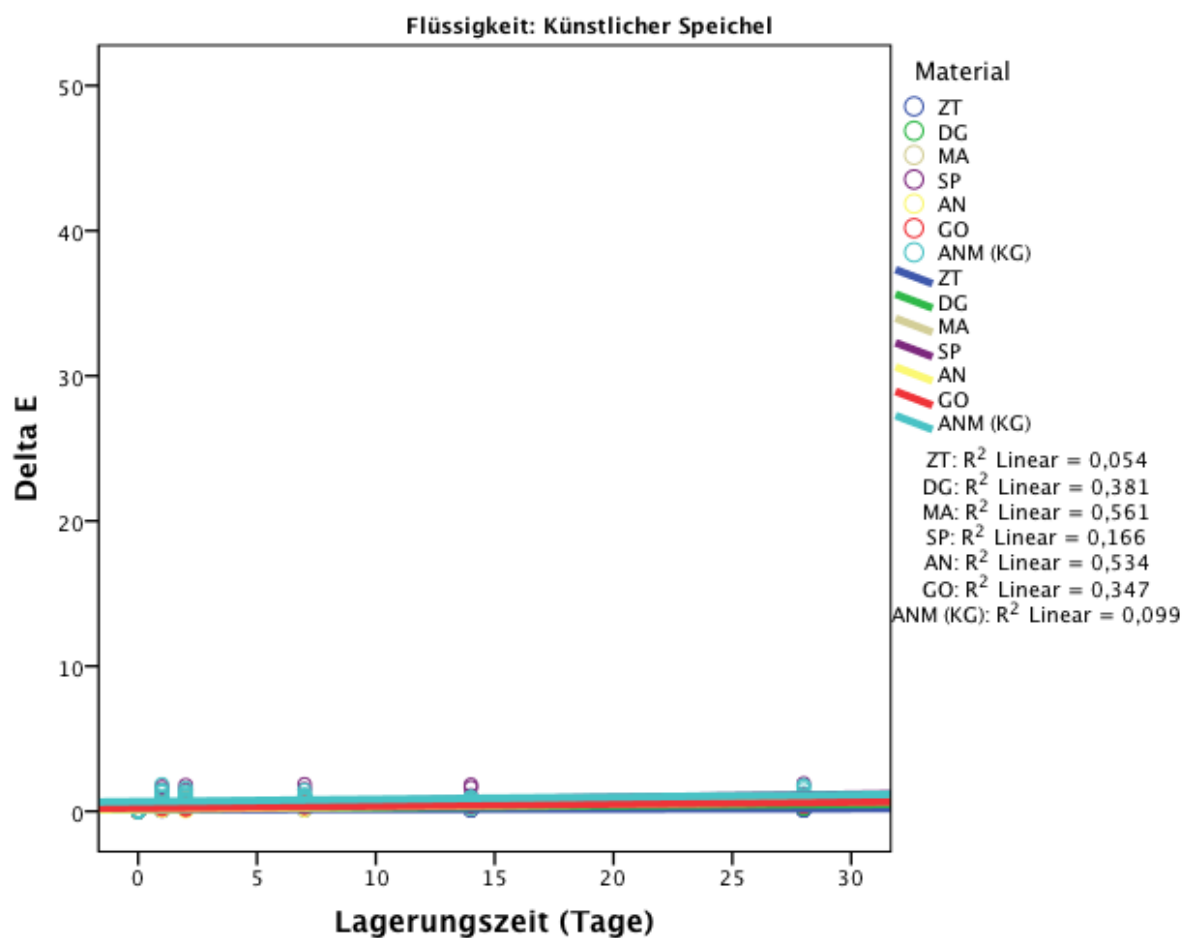


Abbildung 5: Streupunktdiagramme für alle getesteten Kunststoffe, gealtert in der Flüssigkeit

Kunstspeichel

Die Schätzungen der festen Parameter der Gemischten Modelle zeigten, dass die Kontrollgruppe ANM signifikant höhere Verfärbungsraten im Vergleich zu allen industriell polymerisierten CAD/CAM-Kunststoffen aufwies ( $p < 0,001 - 0,026$ ).

Die Verfärbungsrate in Abhängigkeit von der Lagerungszeit lag bei der Kontrollgruppe ANM im Vergleich zu dem CAD/CAM-Kunststoff ZT signifikant höher ( $p=0,012$ ), während die CAD/CAM-Kunststoffe DG, MA, SP, AN und GO in einem Wertebereich  $p = 0,245 - 0,646$  lagen, der keine signifikanten Unterschiede aufzeigte.

	Material	Schätzung	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall
<b>Kunstspeichel</b>					
	ZT	-0,553	0,070	0,000	(-0,70;-0,40)
	DG	-0,491	0,070	0,000	(-0,64;-0,34)
	MA	-0,352	0,070	0,000	(-0,50;-0,20)
	SP	-0,157	0,070	0,026	(-0,30;-0,00)
	AN	-0,535	0,070	0,000	(-0,68;-0,38)
	GO	-0,432	0,070	0,000	(-0,58;-0,28)
	ANM	0	0	.	.
	ZT* Lagerungszeit	-0,013	0,005	0,012	(-0,03;-0,00)
	DG* Lagerungszeit	-0,005	0,005	0,274	(-0,02;0,01)
	MA* Lagerungszeit	0,005	0,005	0,287	(-0,01;0,02)
	SP* Lagerungszeit	0,006	0,005	0,245	(-0,01;0,02)
	AN* Lagerungszeit	0,002	0,005	0,646	(-0,01;0,02)
	GO* Lagerungszeit	-0,002	0,005	0,642	(-0,02;0,01)
	ANM* Lagerungszeit	0	0	.	.

**Tabelle 3: Statistik der Gemischten Modelle für die Lagerungsflüssigkeit Kunstspeichel**

## **5.2. Farbveränderung nach Einlagerung in Coca Cola**

Die deskriptiven Statistiken für die parametrische Analyse sowie die nicht parametrische Analyse der getesteten Kunststoffe für die Lagerungsflüssigkeit Coca Cola sind in der Tabelle 4 sowie graphisch in Abbildung 6 dargestellt.

	Material	Zeitpunkt (d)	MW $\pm$ SW	95% KI	MIN	Median	MAX
Coca Cola	ZT	1	0,19 $\pm$ 0,10	(0,11;0,27)	0,02	0,20	0,32
	ZT	2	0,20 $\pm$ 0,08	(0,13;0,27)	0,07	0,23	0,28
	ZT	7	0,18 $\pm$ 0,08	(0,12;0,25)	0,06	0,17	0,30
	ZT	14	0,19 $\pm$ 0,09	(0,11;0,26)	0,06	0,18	0,31
	ZT	28	0,29 $\pm$ 0,10	(0,21;0,37)	0,09	0,3	0,40
	DG	1	0,24 $\pm$ 0,06	(0,19;0,30)	0,16	0,24	0,33
	DG	2	0,36 $\pm$ 0,11	(0,27;0,45)	0,13	0,36	0,53
	DG	7	0,41 $\pm$ 0,70	(0,34;0,47)	0,29	0,41	0,51
	DG	14	0,51 $\pm$ 0,07	(0,45;0,57)	0,43	0,50	0,67
	DG	28	0,69 $\pm$ 0,09	(0,61;0,76)	0,56	0,7	0,86
	MA	1	0,27 $\pm$ 0,16	(1,14;0,37)	0,09	0,22	0,61
	MA	2	0,22 $\pm$ 0,10	(0,14;0,30)	0,10	0,19	0,45
	MA	7	0,37 $\pm$ 0,15	(0,25;0,48)	0,18	0,36	0,69
	MA	14	0,26 $\pm$ 0,13	(0,16;0,36)	0,11	0,24	0,57
	MA	28	0,43 $\pm$ 0,14	(0,32;0,54)	0,28	0,40	0,58
	SP	1	0,25 $\pm$ 0,16	(0,13;0,37)	0,07	0,25	0,50
	SP	2	0,19 $\pm$ 0,05	(0,14;0,24)	0,12	0,19	0,26
	SP	7	0,46 $\pm$ 0,46	(0,12;0,80)	0,12	0,27	1,60
	SP	14	0,32 $\pm$ 0,08	(0,25;0,39)	0,19	0,3	0,46
	SP	28	0,48 $\pm$ 0,11	(0,39;0,57)	0,28	0,52	0,62
	AN	1	0,73 $\pm$ 0,34	(0,48;0,99)	0,39	0,62	1,51
	AN	2	0,56 $\pm$ 0,16	(0,44;0,68)	0,30	0,58	0,77
	AN	7	0,98 $\pm$ 0,19	(0,84;1,13)	0,78	0,98	1,39
	AN	14	1,08 $\pm$ 0,23	(0,91;1,25)	0,66	1,15	1,40
	AN	28	1,43 $\pm$ 0,27	(1,23;1,64)	1,02	1,45	1,88
	GO	1	0,64 $\pm$ 0,37	(0,37;0,92)	0,30	0,50	1,43
	GO	2	0,65 $\pm$ 0,24	(0,47;0,83)	0,39	0,59	1,15
	GO	7	0,98 $\pm$ 0,38	(0,70;1,27)	0,40	0,98	1,73
	GO	14	0,93 $\pm$ 0,24	(0,75;1,11)	0,62	0,96	1,29
	GO	28	1,23 $\pm$ 0,22	(1,06;1,40)	0,95	1,20	1,68
	ANM (KG)	1	0,90 $\pm$ 0,59	(0,46;1,33)	0,11	0,75	2,37
	ANM (KG)	2	0,93 $\pm$ 0,63	(0,47;1,39)	0,17	0,78	2,54
	ANM (KG)	7	0,88 $\pm$ 0,56	(0,47;1,29)	0,35	0,75	2,33
	ANM (KG)	14	0,86 $\pm$ 0,42	(0,55;1,17)	0,30	0,74	1,84
	ANM (KG)	28	1,11 $\pm$ 0,46	(0,77;1,45)	0,51	1,01	2,02

**Tabelle 4: Parametrische und nicht parametrische deskriptive Statistik: AE mit Mittelwert, Standardabweichung und 95 % Konfidenzintervall sowie Minimum, Median und Maximum für die Lagerung in der Flüssigkeit Coca Cola**



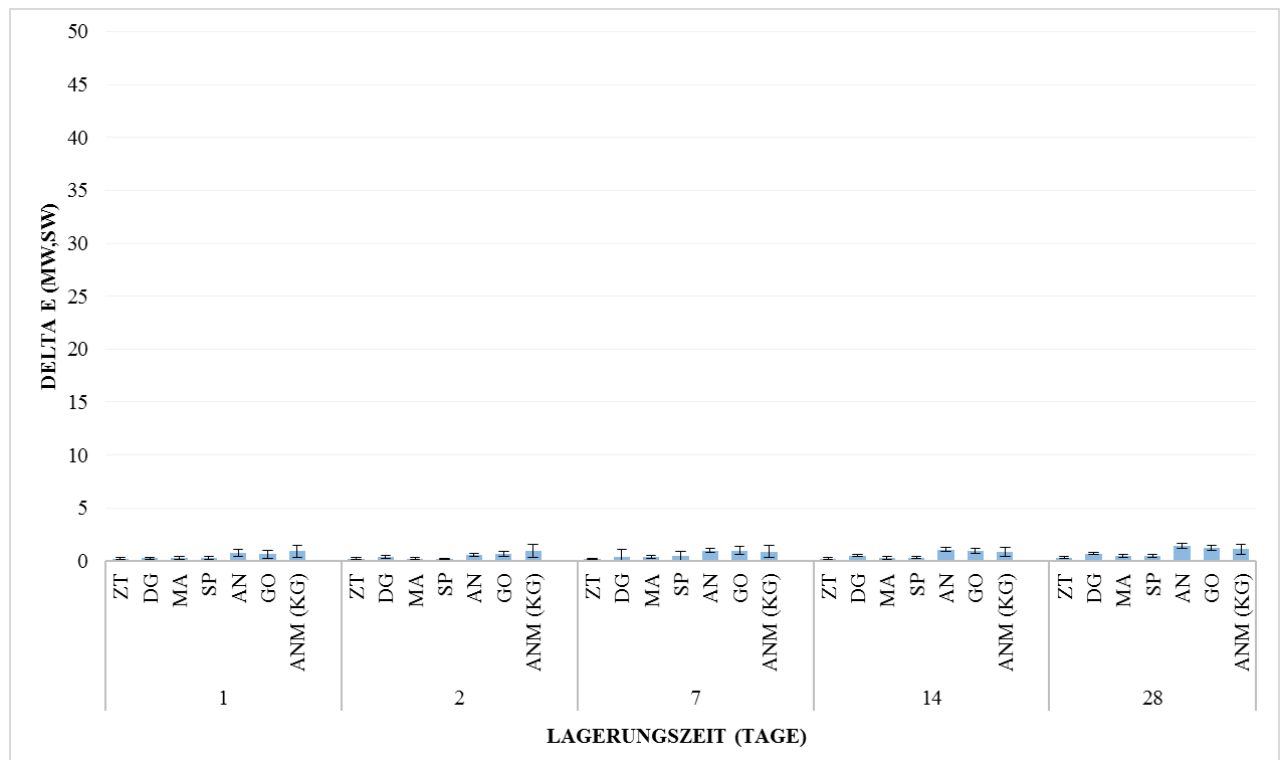


Abbildung 6:  $\Delta E$ : Mittelwerte und Standardabweichungen; Coca Cola

An Hand der Gemischten Modell Analyse wurden signifikante Unterschiede zwischen den getesteten Kunststoffen ( $p < 0.001$ ) sowie der Lagerungszeit ( $p < 0,001$ ) beobachtet. Darüber hinaus wurde eine Interaktion zwischen den Kunststoffen und der Lagerungszeit ( $p < 0,001$ ) festgestellt. Die Regressionsgraden für alle getesteten Kunststoffe in Abhängigkeit von der Lagerungszeit sind in der Abbildung 7 zusammengefasst.

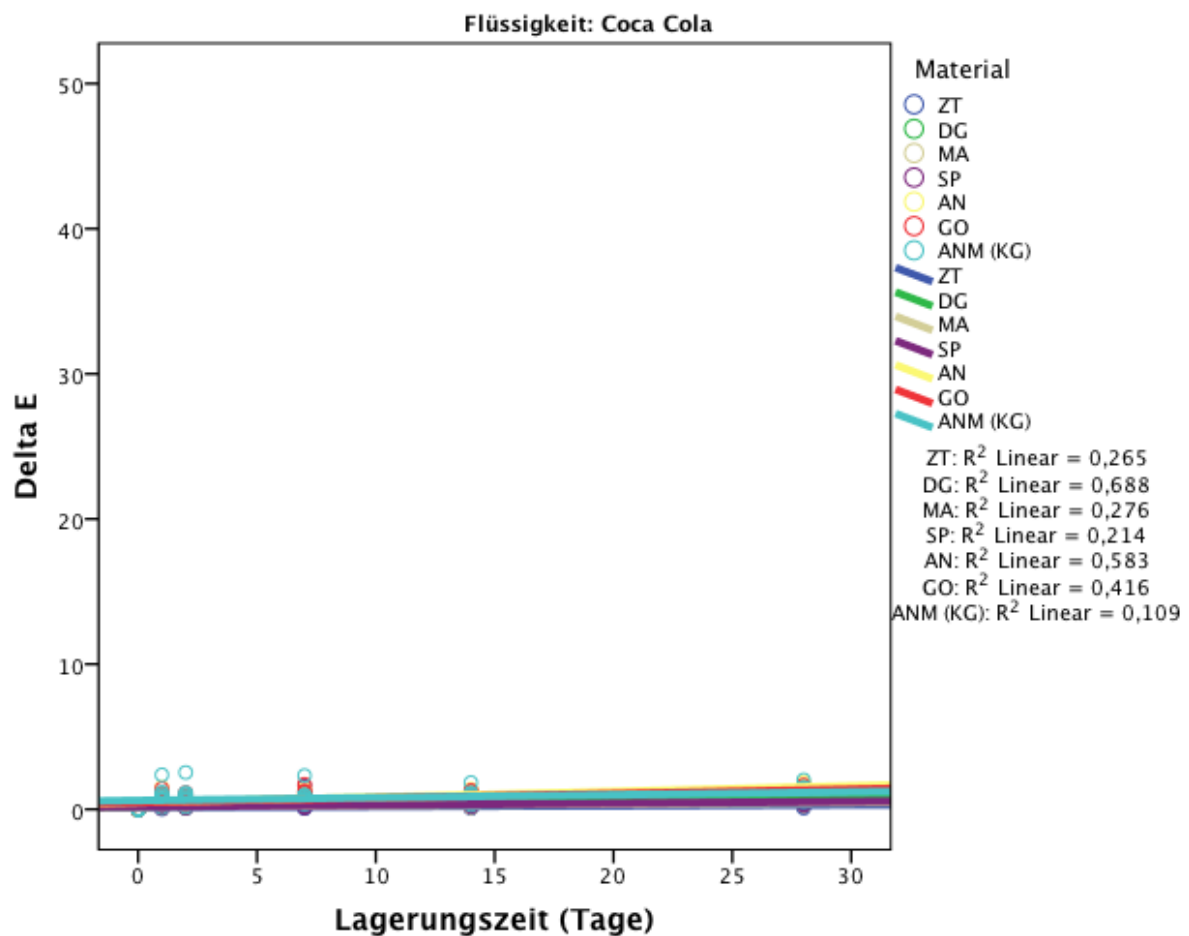


Abbildung 7: Streupunktdiagramme für alle getesteten Kunststoffe, gealtert in der Flüssigkeit Coca Cola

Die Schätzungen der festen Parameter der gemischten Modelle zeigten, dass die Kontrollgruppe ANM signifikant höhere Verfärbungsraten im Vergleich zu den industriell polymerisierten CAD/CAM-Kunststoffen ZT, DG, MA und SP aufwies ( $p < 0,001$ ). Bei dem CAD/CAM-Kunststoffen AN, GO und der manuell polymerisierte Kontrollgruppe ANM lagen die Verfärbungsraten in einem Wertebereich ( $p = 0,055-0,074$ ).

Die Verfärbungsrate in Abhängigkeit von der Lagerungszeit lag bei der Kontrollgruppe ANM im Vergleich zu den CAD/CAM-Kunststoffen ZT und AN signifikant höher ( $p = 0,001 - 0,016$ ), während die CAD/CAM-Kunststoffe DG, MA, SP und GO im selben Wertebereich  $p = 0,060 - 0,891$  lagen (Tabelle 5).

	Material	Schätzung	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall
<b>Coca Cola</b>					
	ZT	-0,487	0,074	0,000	(-0,64;-0,33)
	DG	-0,405	0,074	0,000	(-0,56;-0,24)
	MA	-0,434	0,074	0,000	(-0,59;-0,27)
	SP	-0,428	0,074	0,000	(-0,58;-0,27)
	AN	-0,143	0,074	0,055	(-0,29;0,01)
	GO	-0,133	0,074	0,074	(-0,29;0,02)
	ANM	0	0	.	.
	ZT* Lagerungszeit	-0,013	0,005	0,016	(-0,03;-0,01)
	DG* Lagerungszeit	0,000	0,005	0,891	(-0,02;0,02)
	MA* Lagerungszeit	-0,010	0,005	0,077	(-0,03;0,01)
	SP* Lagerungszeit	-0,007	0,005	0,177	(-0,02;0,01)
	AN* Lagerungszeit	0,018	0,005	0,001	(0,00;0,04)
	GO* Lagerungszeit	0,010	0,005	0,060	(-0,01;0,03)
	ANM* Lagerungszeit	0	0	.	.

**Tabelle 5: Statistik der Gemischten Modelle für die Lagerungsflüssigkeit Coca Cola**

### **5.3. Farbveränderung nach Einlagerung in Kaffee**

Die deskriptiven Statistiken für die parametrische Analyse sowie die nicht parametrische Analyse der getesteten Kunststoffe für die Lagerungsflüssigkeit Kaffee sind in Tabelle 6 sowie in Abbildung 8 dargestellt.

	Material	Zeitpunkt (d)	MW $\pm$ SW	95% KI	MIN	Median	MAX
<b>Kaffee</b>	ZT	1	0,41 $\pm$ 0,15	(0,29;0,52)	0,17	0,39	0,61
	ZT	2	0,33 $\pm$ 0,21	(0,17;0,49)	0,07	0,31	0,67
	ZT	7	0,64 $\pm$ 0,21	(0,48;0,80)	0,29	0,71	0,87
	ZT	14	1,27 $\pm$ 0,43	(0,95;1,59)	0,79	1,31	1,99
	ZT	28	1,45 $\pm$ 0,67	(0,97;1,94)	0,44	1,41	2,70
	DG	1	0,17 $\pm$ 0,05	(0,12;0,21)	0,08	0,18	0,23
	DG	2	0,17 $\pm$ 0,07	(0,11;0,23)	0,08	0,18	0,29
	DG	7	0,46 $\pm$ 0,09	(0,39;0,53)	0,32	0,45	0,60
	DG	14	0,80 $\pm$ 0,10	(0,72;0,89)	0,64	0,81	0,98
	DG	28	1,69 $\pm$ 0,40	(1,40;1,99)	0,83	1,74	2,30
	MA	1	0,42 $\pm$ 0,13	(0,32;0,52)	0,17	0,45	0,60
	MA	2	0,36 $\pm$ 0,20	(0,21;0,51)	0,09	0,32	0,64
	MA	7	0,52 $\pm$ 0,12	(0,42;0,62)	0,34	0,50	0,74
	MA	14	0,74 $\pm$ 0,14	(0,63;0,85)	0,55	0,76	0,92
	MA	28	0,67 $\pm$ 0,16	(0,55;0,79)	0,51	0,63	1,03
	SP	1	2,07 $\pm$ 0,24	(1,88;2,25)	1,84	2,00	2,61
	SP	2	1,98 $\pm$ 0,18	(1,85;2,12)	1,74	2,00	2,33
	SP	7	2,14 $\pm$ 0,18	(2,00;2,28)	1,73	2,20	2,34
	SP	14	2,06 $\pm$ 0,14	(1,95;2,17)	1,87	2,04	2,24
	SP	28	2,41 $\pm$ 0,37	(2,13;2,68)	1,79	2,36	3,13
	AN	1	2,63 $\pm$ 0,47	(2,28;2,98)	1,84	2,64	3,23
	AN	2	2,51 $\pm$ 0,27	(2,31;2,72)	1,97	2,55	2,95
	AN	7	3,77 $\pm$ 0,39	(3,48;4,06)	3,35	3,75	4,72
	AN	14	4,32 $\pm$ 0,20	(4,17;4,48)	3,99	4,29	4,72
	AN	28	5,33 $\pm$ 0,98	(4,61;6,04)	4,15	5,20	7,79
	GO	1	1,56 $\pm$ 0,42	(1,25;1,87)	0,76	1,61	2,17
	GO	2	2,30 $\pm$ 0,38	(2,02;2,58)	1,57	2,29	2,91
	GO	7	3,27 $\pm$ 0,56	(2,86;3,68)	2,35	3,18	4,31
	GO	14	4,21 $\pm$ 0,63	(3,75;4,66)	3,03	4,23	5,24
	GO	28	5,08 $\pm$ 0,63	(4,62;5,54)	4,10	5,24	6,10
	ANM (KG)	1	1,49 $\pm$ 0,29	(1,27;1,70)	1,12	1,43	1,94
	ANM (KG)	2	1,88 $\pm$ 0,29	(1,66;2,10)	1,50	1,82	2,38
	ANM (KG)	7	2,67 $\pm$ 0,39	(2,38;2,96)	1,84	2,65	3,37
	ANM (KG)	14	1,60 $\pm$ 0,43	(1,28;1,92)	0,80	1,56	2,25
	ANM (KG)	28	2,66 $\pm$ 0,43	(2,34;2,98)	1,80	2,66	3,27

**Tabelle 6: Parametrische und nicht parametrische deskriptive Statistik:  $\Delta E$  mit Mittelwert, Standardabweichung und 95 % Konfidenzintervall sowie Minimum, Median und Maximum für die Lagerung in der Flüssigkeit Kaffee**

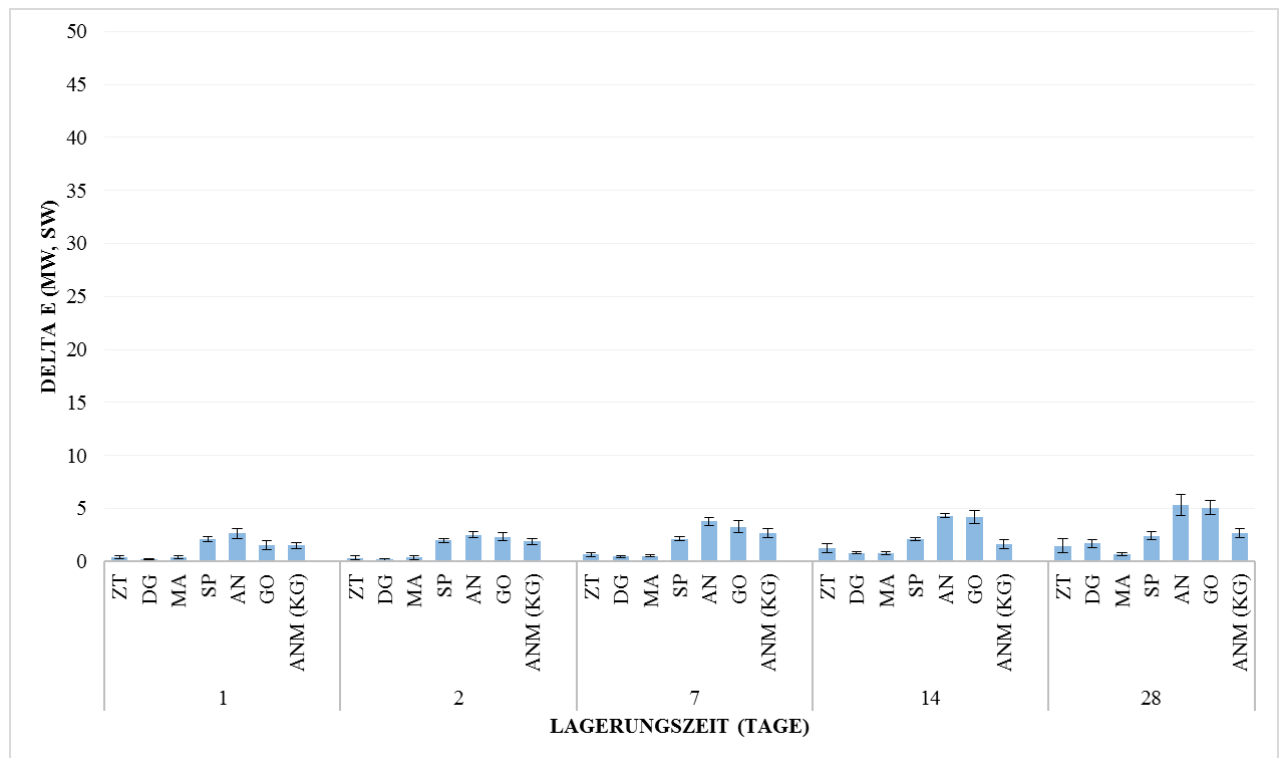


Abbildung 8:  $\Delta E$ : Mittelwerte und Standardabweichungen; Kaffee

An Hand der Gemischten Modell Analyse wurden signifikante Unterschiede zwischen den getesteten Kunststoffen ( $p < 0.001$ ) sowie der Lagerungszeit ( $p < 0,001$ ) beobachtet. Außerdem wurde eine Interaktion zwischen den Kunststoffen und der Lagerungszeit ( $p < 0,001$ ) festgestellt. Die Regressionsgraden für alle getesteten Kunststoffe in Abhängigkeit von der Lagerungszeit sind in der Abbildung 9 „Flüssigkeit: Kaffee“ zusammengefasst.

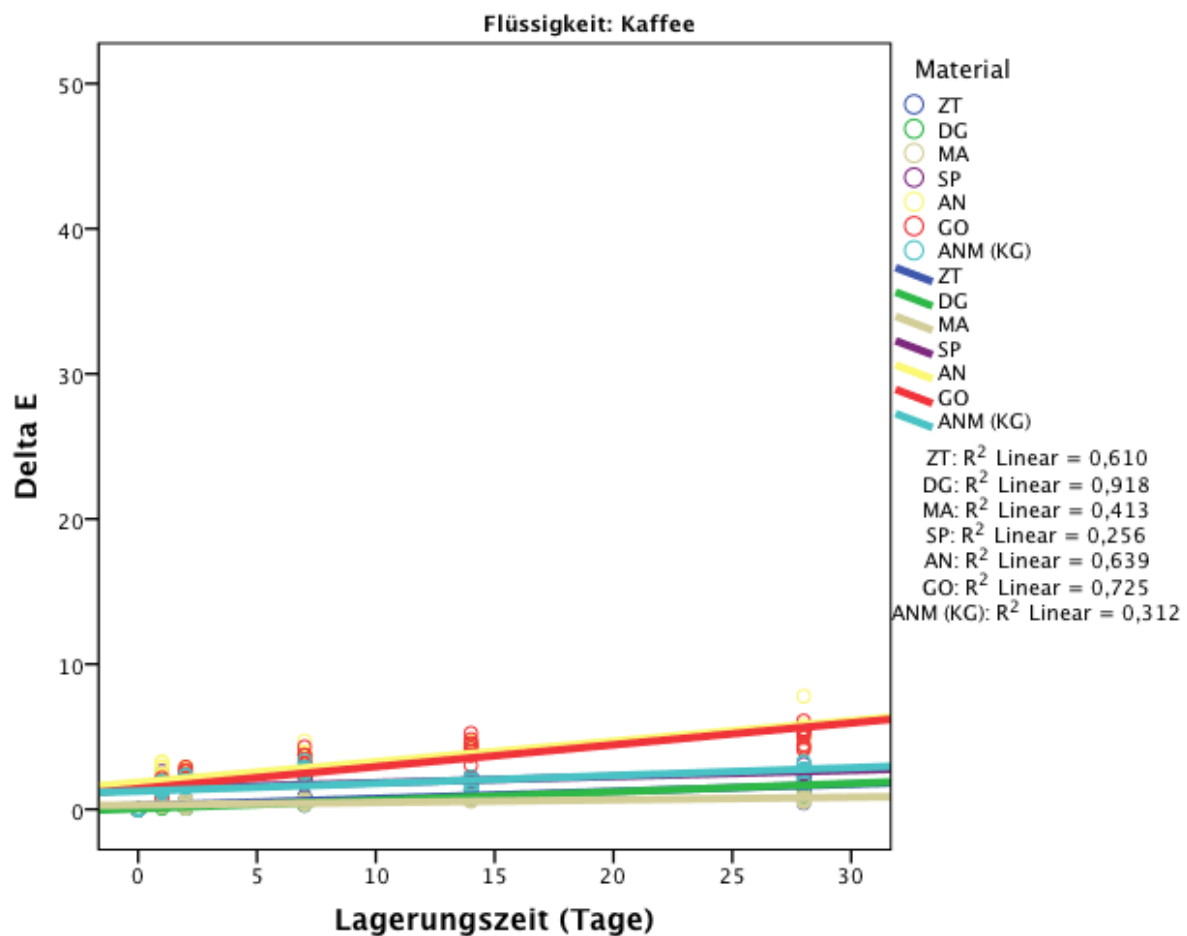


Abbildung 9: Streupunktdiagramme für alle getesteten Kunststoffe, gealtert in der Flüssigkeit Kaffee

Die Schätzungen der festen Parameter der Gemischten Modelle zeigten, dass die Kontrollgruppe ANM signifikant höhere Verfärbungsraten im Vergleich zu den industriell polymerisierten CAD/CAM-Kunststoffen, ZT, DG und MA und signifikant tiefere zu dem Kunststoff AN aufwiesen ( $p < 0,001$ ). Bei den CAD/CAM-Kunststoffen SP, GO und der manuell polymerisierte Kontrollgruppe ANM lagen die Verfärbungsraten in einem Wertebereich  $p = 0,284 - 0,351$ .

Die Verfärbungsrate in Abhängigkeit von der Lagerungszeit lag bei der Kontrollgruppe ANM im Vergleich zu den CAD/CAM-Kunststoffen MA, AN und GO signifikant höher ( $p < 0,001 - 0,006$ ), während die CAD/CAM-Kunststoffe ZT, DG und SP in einem Wertebereich  $p = 0,382 - 0,757$  lagen, der keine signifikanten Unterschiede aufzeigte.

	Material	Schätzung	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall
<b>Kaffee</b>					
	ZT	-0,986	0,169	0,000	(-1,33;-0,64)
	DG	-1,202	0,169	0,000	(-1,54;-0,85)
	MA	-0,952	0,169	0,000	(-1,29;-0,60)
	SP	0,158	0,169	0,351	(-0,18;0,50)
	AN	0,615	0,169	0,000	(0,27;0,95)
	GO	0,182	0,169	0,284	(-0,16;0,52)
	ANM	0	0	.	.
	ZT* Lagerungszeit	-0,005	0,012	0,689	(-0,04;0,03)
	DG* Lagerungszeit	0,004	0,012	0,757	(-0,03;0,03)
	MA* Lagerungszeit	-0,036	0,012	0,006	(-0,07;-0,00)
	SP* Lagerungszeit	-0,011	0,012	0,382	(-0,04;0,02)
	AN* Lagerungszeit	0,087	0,012	0,000	(0,05;0,12)
	GO* Lagerungszeit	0,096	0,012	0,000	(0,06;0,13)
	ANM* Lagerungszeit	0	0	.	.

**Tabelle 7: Statistik der Gemischten Modelle für die Lagerungsflüssigkeit Kaffee**



#### **5.4. Farbveränderung nach Einlagerung in Rotwein**

Die deskriptiven Statistiken für die parametrische Analyse sowie die nicht parametrische Analyse der getesteten Kunststoffe für die Lagerungsflüssigkeit Rotwein sind in Tabelle 8 sowie in Abbildung 10 dargestellt.

	Material	Zeitpunkt (d)	MW $\pm$ SW	95% KI	MIN	Median	MAX
Rotwein	ZT	1	0,52 $\pm$ 0,15	(0,40;0,63)	0,29	0,55	0,69
	ZT	2	0,53 $\pm$ 0,08	(0,46;0,60)	0,40	0,53	0,67
	ZT	7	1,07 $\pm$ 0,17	(0,94;1,20)	0,82	1,07	1,29
	ZT	14	4,48 $\pm$ 0,81	(3,90;5,07)	2,57	4,60	5,76
	ZT	28	29,32 $\pm$ 1,13	(28,51;30,14)	27,91	29,46	31,20
	DG	1	0,57 $\pm$ 0,18	(0,43;0,71)	0,28	0,60	0,87
	DG	2	0,76 $\pm$ 0,09	(0,68;0,83)	0,60	0,76	0,93
	DG	7	1,55 $\pm$ 0,27	(1,34;1,75)	1,04	1,49	1,88
	DG	14	5,54 $\pm$ 0,29	(5,32;5,75)	5,15	5,57	6,00
	DG	28	29,97 $\pm$ 0,47	(29,62;30,32)	29,42	29,87	38,81
	MA	1	1,20 $\pm$ 0,24	(1,01;1,38)	0,68	1,26	1,60
	MA	2	1,22 $\pm$ 0,32	(0,98;1,45)	0,88	1,14	1,98
	MA	7	1,97 $\pm$ 0,65	(1,49;2,45)	1,19	1,88	3,50
	MA	14	5,37 $\pm$ 1,12	(4,56;6,19)	3,76	5,50	7,10
	MA	28	26,76 $\pm$ 2,29	(25,11;28,41)	22,92	26,89	30,10
	SP	1	0,77 $\pm$ 0,35	(0,51;1,04)	0,24	0,74	1,60
	SP	2	0,75 $\pm$ 0,31	(0,52;0,99)	0,39	0,79	1,21
	SP	7	2,24 $\pm$ 0,42	(1,92;2,55)	1,53	2,30	3,00
	SP	14	5,77 $\pm$ 1,13	(4,96;6,59)	4,34	5,62	7,90
	SP	28	25,51 $\pm$ 1,71	(24,28;26,74)	22,36	25,92	27,54
	AN	1	1,29 $\pm$ 0,46	(0,95;1,63)	0,73	1,14	2,43
	AN	2	2,45 $\pm$ 1,14	(1,62;3,27)	1,36	1,98	4,28
	AN	7	4,62 $\pm$ 0,90	(3,97;5,27)	3,56	4,26	6,39
	AN	14	7,90 $\pm$ 0,31	(7,67;8,13)	7,39	7,92	8,46
	AN	28	42,96 $\pm$ 1,92	(41,57;44,34)	38,88	43,11	46,32
	GO	1	1,53 $\pm$ 0,69	(1,02;2,03)	0,82	1,29	2,99
	GO	2	2,58 $\pm$ 0,84	(1,97;3,19)	1,35	2,55	3,99
	GO	7	4,02 $\pm$ 0,74	(3,48;4,56)	2,21	4,18	4,98
	GO	14	7,71 $\pm$ 1,30	(6,77;8,66)	4,36	8,04	8,75
	GO	28	42,43 $\pm$ 2,65	(40,52;44,33)	36,94	42,47	46,08
	ANM (KG)	1	1,57 $\pm$ 0,31	(1,34;1,80)	0,98	1,58	1,88
	ANM (KG)	2	2,01 $\pm$ 0,38	(1,73;2,30)	1,41	2,02	2,62
	ANM (KG)	7	2,69 $\pm$ 0,44	(2,36;3,01)	1,68	2,70	3,25
	ANM (KG)	14	10,74 $\pm$ 0,80	(10,16;11,32)	9,94	10,77	12,57
	ANM (KG)	28	36,37 $\pm$ 2,24	(34,75;37,98)	32,86	36,77	39,30

**Tabelle 8: Parametrische und nicht parametrische deskriptive Statistik:  $\Delta E$  mit Mittelwert, Standardabweichung und 95 % Konfidenzintervall sowie Minimum, Median und Maximum für die Lagerung in der Flüssigkeit Rotwein**

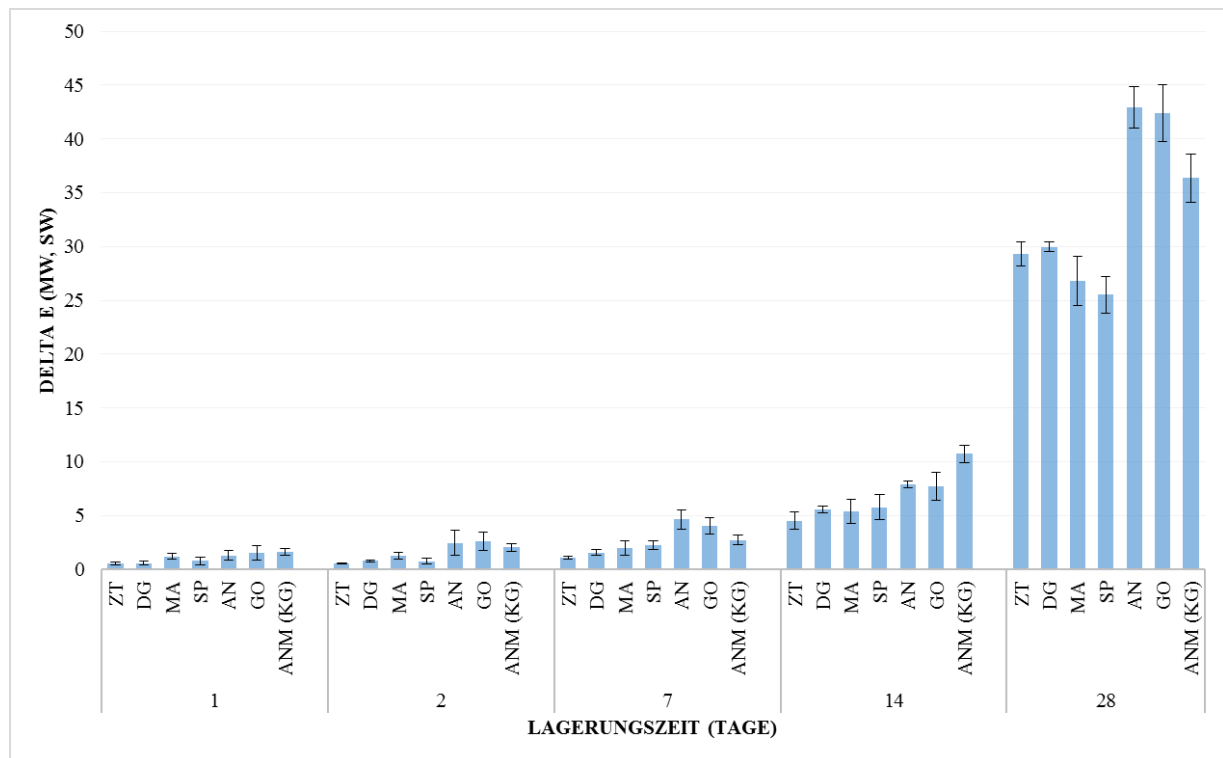


Abbildung 10:  $\Delta E$ : Mittelwerte und Standardabweichungen; Rotwein

An Hand der Gemischten Modell Analyse wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den getesteten Kunststoffen beobachtet ( $p = 0.895$ ). Die Lagerungszeit zeigte einen signifikanten Einfluss ( $p < 0,001$ ). Zusätzlich wurde eine signifikante Interaktion zwischen den Kunststoffen und der Lagerungszeit ( $p < 0,001$ ) festgestellt.

Die Regressionsgraden für alle getesteten Kunststoffe in Abhängigkeit von der Lagerungszeit sind in der Abbildung 11 „Flüssigkeit: Rotwein“ zusammengefasst.

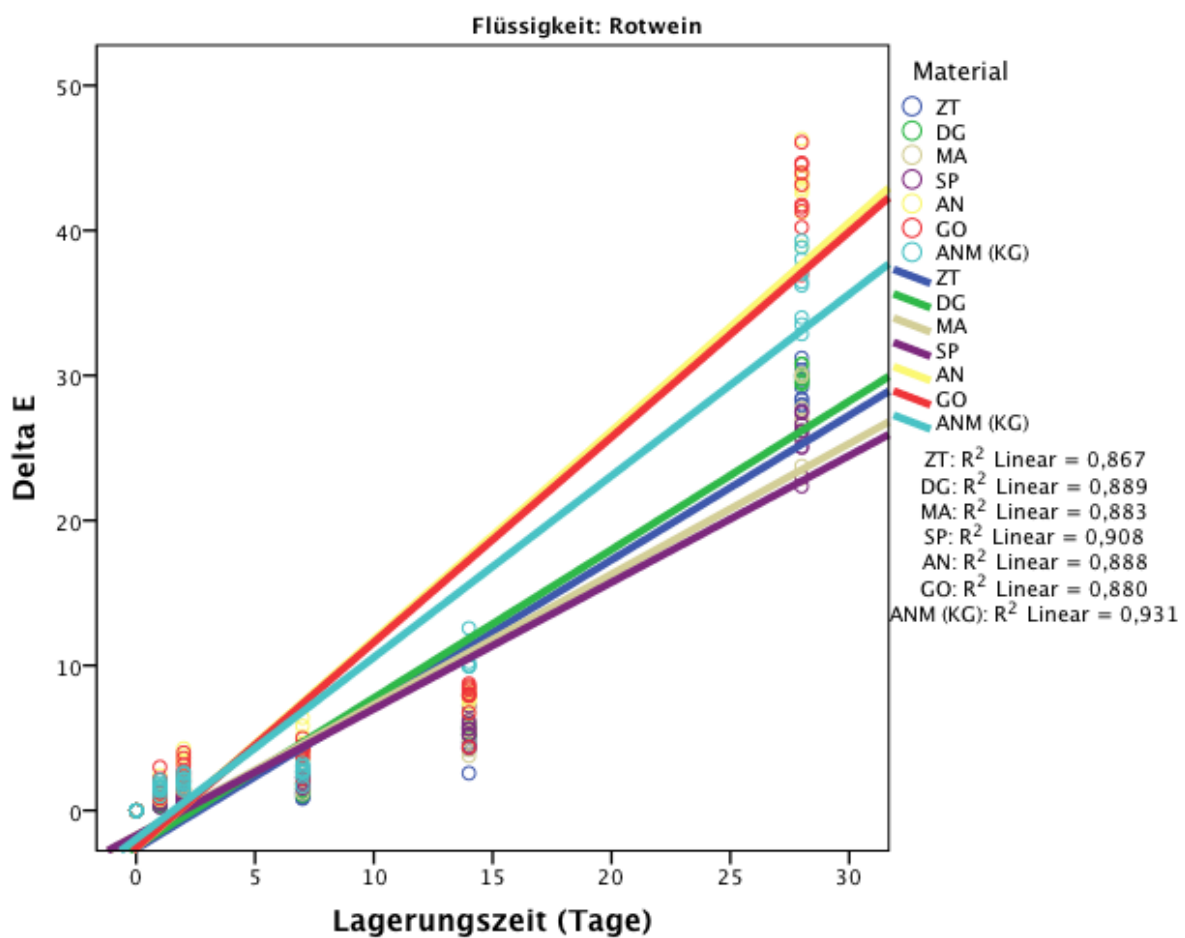


Abbildung 11: Streupunktdiagramme für alle getesteten Kunststoffe, gealtert in der Flüssigkeit Rotwein

Die Schätzungen der festen Parameter der Gemischten Modelle zeigten, dass die Kontrollgruppe ANM keine signifikanten Unterschiede in der Verfärbungsraten im Vergleich zu den industriell polymerisierten CAD/CAM-Kunststoffen, ZT, DG, MA, SP, AN und GO aufwies ( $p = 0,474 - 0,813$ ).

Die Verfärbungsrate in Abhängigkeit von der Lagerungszeit lag bei der Kontrollgruppe ANM im Vergleich zu allen CAD/CAM-Kunststoffen signifikant höher ( $p < 0,001 - 0,028$ ).

	Material	Schätzung	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall
<b>Rotwein</b>					
	ZT	-0,697	0,973	0,474	(-2,62;1,22)
	DG	-0,515	0,973	0,596	(-2,43;1,40)
	MA	0,235	0,973	0,809	(-1,68;2,15)
	SP	0,230	0,973	0,813	(-1,69;2,15)
	AN	-0,635	0,973	0,514	(-2,55;1,28)
	GO	-0,600	0,973	0,538	(-2,52;1,32)
	ANM	0	0	.	.
	ZT* Lagerungszeit	-0,255	0,074	0,001	(-0,41;-0,09)
	DG* Lagerungszeit	-0,228	0,074	0,002	(-0,38;-0,07)
	MA* Lagerungszeit	-0,351	0,074	0,000	(-0,50;-0,19)
	SP* Lagerungszeit	-0,379	0,074	0,000	(-0,53;-0,22)
	AN* Lagerungszeit	0,185	0,074	0,013	(0,02;0,34)
	GO* Lagerungszeit	0,163	0,074	0,028	(0,00;0,31)
	ANM* Lagerungszeit	0	0	.	.

**Tabelle 9: Statistik der Gemischten Modelle für die Lagerungsflüssigkeit Rotwein**

## 6. DISKUSSION

Umfangreiche prothetische Rehabilitationen lassen sich häufig nur über den Umweg mehrerer Behandlungsphasen realisieren, bei deren Umsetzung provisorische Versorgungen einen wesentlichen Bestandteil einnehmen [94]. Diese Provisorien sind gerade bei einer längeren Tragedauer im Mund des Patienten stark belastet und haben mannigfaltige Funktionen zu erfüllen.

Für die Fertigung von direkten Provisorien werden verschiedenste Polymersysteme angeboten. Jedoch führen die Bedingungen, unter denen sie polymerisiert werden, zu starken Einschränkungen [95]. Traditionell werden indirekte temporäre Restaurationen, die langfristig zum Einsatz kommen, laborgefertigt und durch ein Gerüstmaterial aus Metall-Legierungen oder Glasfasernetzen verstärkt [45]. Bei dieser Form des temporären Zahnersatzes ist mit einem erhöhten Aufwand sowie steigenden Kosten zu rechnen [39].

Aktuell liegt eine erhöhte Aufmerksamkeit auf der Herstellung von CAD/CAM-gefertigten Provisorien auf der Basis von Hochleistungspolymeren. Der Grund hierfür liegt in den Vorteilen industriell vorgefertigter Rohlinge und den Möglichkeiten zur deren Weiterverarbeitung nach industriellen Standards.

Für Provisorien aus hochvernetztem PMMA-Kunststoff oder Komposit ergeben sich besonders gute Materialeigenschaften [9] wie z. B. eine höhere Homogenität durch weniger Einschlüsse von Schadstoffen und Luftblasen, höhere Bruchfestigkeiten und eine verbesserte ästhetische Wertigkeit [6, 96].

Bedingt durch diese überlegenen Materialeigenschaften werden zahlreiche neue Vorgehensweisen in der zahnmedizinischen Behandlung, gerade bei besonders komplexen Fällen, ermöglicht [6, 45, 52, 76].

Es werden von verschiedenen Herstellern Hochleistungspolymere auf Basis von PMMA-Kunststoffen für die CAD/CAM-Bearbeitung angeboten [45]. Diese zeichnen sich durch eine hohe Biegefestigkeit, hohe Abrasionsbeständigkeit und niedrige Frakturnraten aus [9, 10].

Die vorliegende Studie zur Ermittlung der Farbbeständigkeit von sechs PMMA-basierten Hochleistungspolymeren im Vergleich zu einem konventionell polymerisierten PMMA-Kunststoff wurde direkt im Anschluss an die Fertigung der hierzu nötigen Prüfkörper durchgeführt. Die nach industriellem Standard hergestellten CAD/CAM-Rohlinge wurden von den Herstellern fertig auspolymerisiert zur Verfügung gestellt.

Die manuell und konventionell polymerisierten PMMA-Prüfkörper der vorliegenden Untersuchung wurden nicht wie im Normalfall als direkte Provisorien im Mund des Patienten gefertigt, sondern, wie für Langzeitprovisorien typisch, im Labor.

Das verwendete Testverfahren stellte eine standardisierte und leicht reproduzierbare Prüfmethode dar. So konnten sämtliche, einheitlich gefertigten und genormten PMMA-Prüfkörper mit einer Schichtstärke von 1 mm verglichen werden.

Bei allen Lagerungsflüssigkeiten, ausgenommen dem Kunstspeichel, handelte es sich um alltägliche Getränke, die bekannt dafür sind, nicht erwünschte Verfärbungen an den Zähnen zu verursachen [97]. Neben Kunstspeichel, Coca Cola und Kaffee, wurde auch Rotwein bei einer Temperatur von 37°C verwendet. In der Literatur gibt es keine einheitliche Meinung darüber, welche Nahrungsmittel bzw. Flüssigkeiten als Referenzsubstanzen Anwendung finden sollten.

Die Testflüssigkeiten der verschiedenen Arbeitsgruppen wurden nicht nach bestimmten Richtlinien ausgewählt. In zahlreichen Publikationen wurden Substanzen wie Kaffee, Tee, alkoholische Getränke, Mundwässer, Säfte und Lippenstifte auf eine farbliche Beeinflussung der verschiedensten Materialien untersucht [4, 17-22].

Diese Studie konzentrierte sich auf Prüfflüssigkeiten, die in unserem Kulturkreis regelmäßig und häufig konsumiert werden.

Es wurden die Messungen der Farbveränderung mittels Spektralphotometer und der Color-Software UV WinLab™ 2.8. durchgeführt. Die Spektralmessung erfolgte in einem Bereich von 400 nm bis 700 nm (was dem Bereich des sichtbaren Lichtes entspricht) und in Intervallen von 10 nm. Die Transmission T wurde aus dem Quotienten der Intensität des Lichtstrahls und der Intensität des durch den Prüfkörper durchscheinenden Lichtstrahls berechnet. Daraus ließ sich die Farbveränderung Delta E ( $\Delta E$ ) im Lab-Farbraum ableiten.

Der entscheidende Wert für das  $\Delta E$  ist nach Ruyter et al.  $\Delta E > 3.3$ , da ab diesem Wert für 50 % der Beobachter ein Farbunterschied erkennbar ist [87].

Die Spektralphotometrie stellt auf Grund ihrer Reproduzierbarkeit eine gute Methode der Farbmessung dar und wurde zusammen mit dem CIE-Lab-Farbsystem in dieser Studie verwendet.

Die vorliegende Arbeit hatte zum Ziel, den Einfluss verschiedener Flüssigkeiten auf die Farbstabilität von sechs PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoffen im Vergleich zu einem konventionellen PMMA-Kunststoff zu untersuchen. Dabei lautete die Arbeitshypothese, dass die CAD/CAM-Kunststoffe höhere Farbbeständigkeiten aufweisen als der manuell verarbeitete und konventionell polymerisierte Kunststoff.

Bislang liegen keine In-vitro-Studien zu diesem Thema vor.

Bei der Prüfung der Farbstabilität mittels Kunstspeichel, Coca Cola, Kaffee und Rotwein fiel überraschenderweise auf, dass manuell gefertigtes PMMA ähnlich farbstabil war, wie die industriellen CAD/CAM-Produkte. Die Arbeitshypothese kann damit nicht verallgemeinert werden und muss abgelehnt werden.

In der vorliegenden Arbeit wurden standardisierte Prüfkörper unter gleichbleibenden Bedingungen getestet, um den direkten Vergleich verschiedener Materialien miteinander zu ermöglichen.



Die Ergebnisse können nicht ohne weiteres auf die klinische Situation übertragen werden, da patientenspezifische Besonderheiten und das Zusammenspiel verschiedener Faktoren in der Mundhöhle nicht in vollem Ausmaß berücksichtigt werden können. Aussagekräftige Untersuchungen sollten in einer der Mundhöhle vergleichbaren Umgebung erfolgen, um realistische Prognosen für die Anwendung im Patienten zu ermöglichen. Vorteile der In-vitro-Untersuchungen sind Reproduzierbarkeit, niedrige Kosten und einfach zu kontrollierende Prüfparameter, zu denen u.a. die untersuchten Zeitintervalle zählen. Die Tests erfolgen meist im Zeitraffer.

Die provisorische Restauration im Mund des Patienten unterliegt weitestgehend den gleichen Einflüssen wie der definitive Zahnersatz. Einen Unterschied stellt lediglich die zeitliche begrenzte Tragedauer dar.

Wie in der Literatur mehrfach aufgeführt, kommt es in der Mundhöhle zu einer Degeneration des provisorischen Restaurationsmaterials [15, 98, 99]. Die damit verbundene reduzierte Belastbarkeit dieser Werkstoffe hat auch einen Einfluss auf deren Farbbeständigkeit.

Die in vielen Versuchen verwendeten Prüfparameter zur Annäherung an das Mundhöhlenmilieu sind Wassereinlagerung, thermische Wechselbelastungen und mechanischer Stress [100].

Die Wassereinlagerung wirkt auf den Kunststoff destabilisierend. Es kommt u.a. zu einer negativen Veränderung der Silanverbindungen. Durch hydrolytische Spaltung wird der Haftverbund zwischen der organischen Matrix und den anorganischen Füllern angegriffen [101]. Ob und in welchen Umfang sich die Hydrolyse auch auf die Farbe auswirkt, konnte in dieser Studie nicht untersucht werden.

Einerseits braucht es für die Penetration des Wassers durch die Kunststoffmatrix hin zu dem Kopplungsagens Zeit, andererseits gelten PMMA-Kunststoffe als anfälliger für Wasseraufnahme als z.B. modernere Kompositwerkstoffe [102]. Die vierwöchige Flüssigkeitslagerung

in Kunstspeichel, Coca Cola, Kaffee und Rotwein könnte eine messbare Veränderung der Farbe durch Hydrolyse bewirkt haben, kann aber an dieser Stelle nicht sicher belegt werden. Wichtig ist es zu erwähnen, dass es neben der negativ wirkenden Wassereinlagerung ein weiteres Phänomen gibt, welches sich allerdings positiv auf den Kunststoff auswirkt. In der Literatur wird eine Nachpolymerisation und Nachhärtung der Kunststoffe noch bis 7 Tage nach der eigentlichen Herstellung beschrieben [71, 99, 103]. Somit kann bei dem hier konventionell gefertigten PMMA-Kunststoff noch mit einer Verbesserung der Materialeigenschaften während der ersten Zeit gerechnet werden. Bei den für das CAD/CAM-System gefertigten Rohlingen ist dies ausgeschlossen. Aus diesem Grund ist es empfehlenswert, den konventionell gefertigten Kunststoff nach Herstellung und Einsetzen im Mund nicht gleich voll zu belasten und färbende Lösungen zu vermeiden.

Verschiedene Studien konnten darüber hinaus zeigen, dass die Nachpolymerisation der Wasseraufnahme entgegen wirken kann [70, 104].

Alle Lagerungsflüssigkeiten wurden permanent auf 37°C temperiert. Dabei wurde nicht berücksichtigt, dass in der Realität durch die Nahrungsaufnahme (z.B. Wechsel von kalter Cola und heißem Kaffee) oder auch das Einatmen kalter Luft Temperaturschwankungen in der Mundhöhle vorliegen, welche die Materialeigenschaften des Zahnersatzes beeinflussen können.

In der Literatur werden unterschiedliche Wertebereiche für die Mundhöhle beschrieben. Es werden Minimalwerte von -8° bis 0°C und Maximalwerte von +67° bis +81°C angegeben [105, 106]. An der Grenzfläche zwischen der Restauration und der Zahnoberfläche kommt es durch diese Extremwerte zu Temperaturschwankungen von +5° bis +55°C [107].

Pro Tag werden ungefähr 14.000 Kontakte zwischen Ober- und Unterkieferzähnen gezählt [108]. Der Zahnersatz ist dadurch stark belastet. Krejci und Reich et al. legten in einer Studie für die Simulation einer fünfjährigen Tragedauer 1.200.000 Kaubelastungen mit einer Kraft von 50 N fest [109]. Solche mechanischen Belastungen führen in der Regel zu einer Schwächung der Materialien in Form von Rissbildungen und schleichend fortschreitenden Rissausbreitungen. Auf diese Weise lässt sich nicht nur eine Abnahme der mechanischen Festigkeit des Zahnersatzes beobachten [98], sondern es ist auch davon auszugehen, dass diese Risse als zusätzliche Retentionsstellen für eventuelle Ablagerungen und Farbpigmente aus Nahrungsmitteln fungieren.

In dieser Arbeit konnte auf einen Teil dieser besprochenen Parameter aufgrund der Versuchsanordnung keine Rücksicht genommen werden. Dies bleibt zukünftigen Studien vorbehalten.

Bereits nach 24 Stunden war bei allen Materialien eine Farbveränderung nachzuweisen, ohne dass zwangsläufig der Verfärbungsgrad zunahm. Ob das z.B. an einer möglichen Wassereinlagerung oder anderen Faktoren lag, ist an dieser Stelle nicht zu klären.

Bei der Prüfung der Farbstabilität mittels Kunstspeichel, Coca Cola, Kaffee und Rotwein fiel überraschenderweise auf, dass manuell gefertigtes PMMA ähnlich farbstabil ist wie die CAD/CAM-Produkte. Die manuell und konventionell polymerisierten PMMA-Prüfkörper sind nicht im Mund des Patienten gefertigt worden, sondern im Labor. Es ist davon auszugehen, dass die vereinfachten Bedingungen sich auf die konventionell polymerisierten Prüfkörper positiv ausübten.

Die geringsten Farbveränderungen verursachte der Kunstspeichel, die höchste der Rotwein. Zu diesem Ergebnis kamen auch andere Autoren bei der Untersuchung der Farbstabilität von Kompositen [83].

An Hand der Gemischten Modell Analyse wurden für Kunstspeichel, Coca Cola und Kaffee signifikante Unterschiede zwischen den getesteten Kunststoffen beobachtet. Nur für Rotwein galt dies nicht. Es lässt sich also feststellen, dass Rotwein, unabhängig vom verwendeten Material, den stärksten Einfluss auf die Farbe des Zahnersatzes hat. Dies wird durch die Untersuchungen anderer Autoren bestätigt, die bei der Untersuchung von Acryl-Materialien sowohl für Rotwein als auch für Tee die höchsten Farbveränderungen beobachteten [21].

Die Lagerungszeit als solche sowie die Interaktionen zwischen der Lagerungszeit und den Kunststoffen zeigten bei allen getesteten Flüssigkeiten einen signifikanten Einfluss.

Geht man, wie von Ruyter et al. beschrieben, erst von einer relevanten Farbveränderung ab einem  $\Delta E > 3,3$  aus [87], so wurde anhand der vorliegenden Studie nachgewiesen, dass lediglich Rotwein und Kaffee an PMMA-Kunststoffen derartig relevante Farbveränderungen hervorrufen. Kunstspeichel und Coca Cola haben weder bei den konventionell polymerisierten, noch bei den CAD/CAM-Kunststoffen zu relevanten Farbveränderungen geführt.

Einlagerung der Prüfkörper in Kunstspeichel:

Die Mittelwerte des Delta E lagen für Kunstspeichel, über die gesamte Zeit unseres Versuchs betrachtet, in einem Bereich von 0,15- 1,12.

Bei Betrachtung der in Speichel exponierten Materialien konnte gezeigt werden, dass die CAD/CAM-Prüfkörper dem konventionell polymerisierten ANM nicht grundsätzlich überlegen sind.

Die Schätzungen der festen Parameter der Gemischten Modelle zeigten, dass die Kontrollgruppe ANM signifikant höhere Verfärbungsraten im Vergleich zu allen industriell polymerisierten CAD/CAM-Kunststoffen aufwies, also das Anfangsniveau erhöht war. Allerdings ermöglicht die Verfärbungsrate in Abhängigkeit von der Lagerungszeit keine klare Aussage.

Die Verfärbungsrate von ANM war im Vergleich zu dem CAD/CAM-Kunststoff ZT signifikant höher, während die CAD/CAM-Kunststoffe DG, MA, SP, AN und GO in einem Wertebereich lagen, der keinen signifikanten Unterschiede aufzeigte.

Einlagerung der Prüfkörper in Coca Cola:

Die Mittelwerte des Delta E lagen für Coca Cola, über die gesamte Zeit unseres Versuchs betrachtet, in einem Bereich von 0,18- 1,43.

Bei Betrachtung der Coca Cola exponierten Materialien konnte weder eine einheitliche Aussage über den konventionell polymerisierten PMMA-Kunststoff noch über die CAD/CAM-Kunststoffe getroffen werden. Die Schätzungen der festen Parameter der gemischten Modelle zeigten, dass die Kontrollgruppe ANM signifikant höhere Verfärbungsraten nur im Vergleich zu den CAD/CAM-Kunststoffen ZT, DG, MA und SP aufwies. Mit AN und GO lag die Kontrollgruppe ANM in einem Wertebereich.

Die Verfärbungsrate in Abhängigkeit von der Lagerungszeit lag bei der Kontrollgruppe ANM nur im Vergleich zu ZT und AN signifikant höher. DG, MA, SP, GO und ANM lagen im selben Wertebereich.

Coca Cola führte im Vergleich zu den anderen Testlösungen zu einer überraschend geringen Verfärbung. In anderen Untersuchungen der Literatur konnte gezeigt werden, dass Coca Cola einen hohen Einfluss auf die Oberflächenmorphologie von nanogefüllten Harz-Kompositen hat [17]. Ob dies auch auf PMMA-Kunststoffe zutrifft und ob die Farbbeständigkeit der Materialien dadurch beeinflusst wird, ist nicht geklärt.

In wie weit dabei der saure pH-Wert der Coca Cola bzw. die zugesetzte Kohlensäure eine Rolle bei der Verfärbung spielt, bleibt spekulativ. Azer et al. untersuchten in einer In-vitro-Studie, welchen Effekt saure, neutrale und basische Lebensmittel auf die Zahnfarbe haben

und kamen zu dem Resultat, dass alle angefertigten Proben in einem sauren Milieu empfindlicher für Verfärbungen sind [110].

Auch für restaurative Materialien und insbesondere PMMA-Kunststoffe ist es denkbar, dass ein saurer pH-Wert zu einer Erhöhung der Empfindlichkeit gegenüber Verfärbungen beitragen kann.

Wie auch beim Kunstspeichel gilt ebenso für Coca Cola, dass die Farbveränderungen aller getesteten Materialien so gering ( $\Delta E < 3,3$ ) ausfallen, dass für den Patienten in keinem Fall sichtbare ästhetische Beeinträchtigungen zu erwarten sind.

Einlagerung der Prüfkörper in Kaffee:

Die Mittelwerte des Delta E lagen für Kaffee, über die gesamte Zeit unseres Versuchs betrachtet, in einem Bereich von 0,17- 5,33.

Auch hier konnte den CAD/CAM-Materialien kein Vorteil in Bezug auf die Farbbeständigkeit attestiert werden.

Die Schätzungen der festen Parameter der gemischten Modelle zeigten, dass die Kontrollgruppe ANM signifikant höhere Verfärbungsraten im Vergleich zu den industriell polymerisierten CAD/CAM-Kunststoffen ZT, DG, und MA und signifikant tiefere zu dem Kunststoff AN aufweist. Bei SP, GO und ANM lagen die Verfärbungsraten in einem Wertebereich.

Die Verfärbungsrate in Abhängigkeit von der Lagerungszeit lag bei der Kontrollgruppe ANM, verglichen mit den CAD/CAM-Kunststoffen MA, AN und GO, signifikant höher. ZT, DG und SP wiesen dagegen hinsichtlich ihrer Verfärbungsrate keinen signifikanten Unterschied zu ANM auf.

Durch die vorliegende Untersuchung konnte gezeigt werden, dass - im Gegensatz zu künstlichem Speichel und Coca Cola - Kaffee in der Lage ist, Farbveränderungen an PMMA-Kunst-

stoffen zu bewirken. Jedoch kann nicht abschließend belegt werden, dass CAD/CAM-Kunststoffe die bessere Farbbeständigkeit aufweisen. Das CAD/CAM-Material AN schnitt in den Versuchen unter dem Einfluss von Kaffee sogar noch schlechter ab, als die konventionell polymerisierte Kontrollgruppe ANM. Betrachtet man die Unterschiede in der Verfärbungsrate in Abhängigkeit von der Lagerungszeit, lag jedoch keines der CAD/CAM-Materialien signifikant niedriger als die Kontrollgruppe ANM. Über einen längeren Zeitraum betrachtet, weist damit das CAD/CAM-Material keine prinzipiell bessere Farbbeständigkeit auf, als der konventionell polymerisierte PMMA-Kunststoff. Auch in anderen Studien führte Kaffee zu unakzeptablen Farbveränderungen [4, 21, 22, 111].

Als Konsequenz aus diesen Ergebnissen sollte vor der Verwendung eines Langzeitprovisoriums auf PMMA-Basis die Präferenz des Patienten für Kaffee geklärt werden. Patienten mit einem erhöhten Kaffeekonsum sollten darauf hingewiesen werden, dass eine dauerhafte Farbbeständigkeit ihrer Versorgung nicht erwartet werden kann. Dabei spielt es keine Rolle, ob CAD/CAM-Kunststoffe zum Einsatz kommen oder konventionell polymerisierte Kunststoffe.

Einlagerung der Prüfkörper in Rotwein:

Die Mittelwerte des Delta E lagen für Rotwein, über die gesamte Zeit unseres Versuchs betrachtet, in einem Bereich von 0,52- 42,96.

Die Schätzungen der festen Parameter der Gemischten Modelle zeigen, dass die Kontrollgruppe ANM keine signifikanten Unterschiede in der Verfärbungsrate im Vergleich zu allen industriell polymerisierten CAD/CAM-Kunststoffen ZT, DG, MA, SP, AN und GO aufwies.

Die Verfärbungsrate in Abhängigkeit von der Lagerungszeit lag bei der Kontrollgruppe ANM im Vergleich zu allen CAD/CAM-Kunststoffen signifikant höher.

Erwartungsgemäß ergab sich für Rotwein das größte Verfärbungsrisiko und zwar weitgehend unabhängig vom verwendeten restaurativen Material. Zu diesem Resultat gelangten auch andere Autoren [21, 83, 112, 113]. In der vorliegenden Untersuchung konnten diese Beobachtungen bestätigt werden.

Unter Rotwein-Exposition zeigte sich zwar der höchste Verfärbungsgrad, allerdings fand sich kein signifikanter Unterschied beim Vergleich zwischen den CAD/CAM-Materialien und dem konventionell hergestellten PMMA. Unter Berücksichtigung der Lagerungszeit waren jedoch alle CAD/CAM-Kunststoffe der Kontrollgruppe ANM überlegen. Patienten, die einen regelmäßigen hohen Rotweinkonsum bevorzugen, sind mit einem CAD/CAM-Material besser beraten. Dennoch müssen sie darüber aufgeklärt werden, dass sie auch dann mit einer Farbveränderung des Zahnersatzes zu rechnen haben.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die CAD/CAM-Materialien hinsichtlich ihrer Farbstabilität und unter Berücksichtigung der Lagerungszeit mindestens als gleichwertig gegenüber konventionell hergestellten PMMA-Produkten zu betrachten sind. Im Einzelfall (z.B. Rotweinexposition) können sie sogar überlegen sein.

Wie auch von Yannikakis et al. beschrieben, spielen das Material, die färbende Lösung und die Zeit der Einlagerung eine signifikante Rolle bei der Beurteilung der Farbstabilität [22]. Ob andere Faktoren wie zum Beispiel ein saurer pH-Wert oder der Zusatz von Kohlensäure eine Farbveränderung beeinflussen, muss hier ungeklärt bleiben.

Andere Autoren vermuten eine Beeinflussung des Färbegrades unter hypoxischen Bedingungen [114] oder in Abhängigkeit von der Wasseraufnahmefähigkeit der Kunststoffe [104] sowie durch Licht, insbesondere UV-Licht [115]. Auch die Art und Weise der Politur scheint die Farbstabilität zu beeinflussen [116]. Die möglichen Effekte durch Politur oder UV-Licht



konnten in dieser Untersuchung ausgeschlossen werden. Alle Proben wurden gleichermaßen poliert und lichtdicht gelagert.

In neu zu planenden Studien sollten wichtige Limitationen der gewonnenen Ergebnisse Berücksichtigung finden. Dazu zählen die physiologischen Temperaturschwankungen, die mechanischen Belastungen und die Reversibilität der Verfärbungen (Möglichkeit der zwischenzeitlichen Politur). Durch Gewichtsmessungen könnte darüber hinaus auch der Grad der Wassereinlagerung in die Prüfkörper verifiziert werden.

Des weiteren ist zu berücksichtigen, dass konventionell polymerisierte Kunststoffe häufig in Form von direkt gefertigten Provisorien zum Einsatz kommen und somit im Mund des Patienten hergestellt werden, was zu erheblichen Einbußen der Materialeigenschaften führen dürfte.

Im klinischen Einsatz ist die Farbbeständigkeit der verwendeten Provisorien von großer praktischer Bedeutung. Auch nach einem längeren Zeitraum wünschen sich die Patienten eine gute Ästhetik ihrer provisorischen Restauration.

Die Materialeigenschaften, die Verarbeitungsmöglichkeit und die Ästhetik des Provisoriums sollten stets zusammen betrachtet werden, um ein dauerhaftes optimales Behandlungsergebnis zu erreichen. Unter dieser Prämisse und aufgrund der vorliegenden Untersuchungsergebnisse, ist der Einsatz von CAD/CAM-gefertigten Provisorien auf PMMA-Basis zu empfehlen.

## 7. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, im Rahmen einer In-vitro-Studie den Einfluss verschiedener Flüssigkeiten auf die Farbstabilität von PMMA-basierten Hochleistungspolymeren im Vergleich zu einem konventionell polymerisierten PMMA-Kunststoff zu untersuchen.

Zur Verwendung kamen 6 aktuelle PMMA-Kunststoffe, welche für die CAD/CAM-Herstellung genutzt werden: Zenotec PMMA (Wieland), Cercon base PMMA (Degudent), artBloc Temp (Merz), polycon ae (Straumann), New Outline CAD (Anaxdent) und Quattro Disc Eco PMMA (Goldquadrat). Als Kontrollgruppe dienten Prüfkörper aus dem PMMA-Kunststoff New Outline (Anaxdent), der zur konventionellen, manuellen Herstellung von Provisorien genutzt wird.

Alle Prüfkörper wurden auf die gleiche Art und Weise einer künstlichen Alterung unterzogen, indem sie Kunstspeichel, Coca Cola, Kaffee oder Rotwein bei 37°C ausgesetzt wurden. Die Prüfkörper wurden auf den Grad ihrer Verfärbung vor der Lagerung (Baseline-Messung), nach 24 Stunden und nach 2, 7, 14 und 28 Tagen in der jeweiligen Flüssigkeit untersucht.

Die resultierenden Farbveränderungen der Prüfkörper wurden mittels Spektralphotometer und der Color-Software UV WinLab™ 2.8. bestimmt.

Die errechneten Delta E Werte wurden deskriptiv ausgewertet.

Da longitudinale Daten vorlagen, wurden die Unterschiede in Bezug auf die Lagerungszeit sowie die Unterschiede zwischen den Materialien mittels der gemischten Modellanalyse statistisch ausgewertet.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass Rotwein, gefolgt von Kaffee, den größten Effekt auf den Verfärbungsgrad der PMMA-Kunststoffe hat. Diese Verfärbungen können für den Patienten unakzeptable Einschränkungen in der Ästhetik bedeuten. Coca Cola und Speichel führten zu keiner sichtbaren farblichen Veränderung des Zahnersatzes.

Beurteilt man ausschließlich die Farbbeständigkeit der Hochleistungspolymere, bringen diese im direkten Vergleich zu den konventionell polymerisierten PMMA-Kunststoffen keinen relevanten Vorteil.

Die industriell verarbeiteten PMMA-Materialien erwiesen sich unter Berücksichtigung der Lagerungszeit als mindestens so farbstabil wie die konventionell hergestellten PMMA-Produkte.

Alle getesteten PMMA-Werkstoffe dieser In-vitro-Studie demonstrierten eine hohe Farbbeständigkeit und können für den klinischen Einsatz empfohlen werden.

## 8. LITERATURVERZEICHNIS

- [1] Rieder CE. Use of provisional restorations to develop and achieve esthetic expectations. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*. 1989;9:122-39.
- [2] Vahidi F. The provisional restoration. *Dental clinics of North America*. 1987;31:363-81.
- [3] Wirz J, Bangert R, Jäger K. Kronen- und Brückenprovisorien Teil 1: Anforderungen. *Quintessenz*. 1992a;43:1297-305.
- [4] Ayad NM. Susceptibility of restorative materials to staining by common beverages: an in vitro study. *The European journal of esthetic dentistry : official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry*. 2007;2:236-47.
- [5] Gujjari AK, Bhatnagar VM, Basavaraju RM. Color stability and flexural strength of poly (methyl methacrylate) and bis-acrylic composite based provisional crown and bridge auto-polymerizing resins exposed to beverages and food dye: an in vitro study. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*. 2013;24:172-7.
- [6] Güth JF, Almeida ESJS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2012;24:310-8.
- [7] Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*. 2008;204:505-11.
- [8] Beuer F, Schweiger J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. CAD/CAM-bearbeitete Hochleistungspolymere als Langzeitprovisorien in der Implantologie. *Implantologie*. 2010;18:397-404.
- [9] Stawarczyk B, Sailer I, Sapina B, Ender A, Trottmann A, Hämmerle C. Quo vadis Provi? dental dialogue. 2009;10:30-47.
- [10] Stawarczyk B, Schmutz F, Fischer J, Hämmerle C. Abrasionsbeständigkeit von Provisorien - Kunststoffen. *Quintessenz Zahntech*. 2010;36:954-62.
- [11] Alt V, Hannig M, Wostmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27:339-47.
- [12] Basaran EG, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load bearing capacity of fiber-reinforced and unreinforced composite resin CAD/CAM-fabricated fixed dental prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109:88-94.
- [13] Gegauff AG, Wilkerson JJ. Fracture toughness testing of visible light- and chemical-initiated provisional restoration resins. *The International journal of prosthodontics*. 1995;8:62-8.

- [14] Goncu Basaran E, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design--computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta odontologica Scandinavica*. 2011;69:144-50.
- [15] Ireland MF, Dixon DL, Breeding LC, Ramp MH. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80:158-62.
- [16] Osman YI, Owen CP. Flexural strength of provisional restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1993;70:94-6.
- [17] Dos Santos PA, Garcia PP, De Oliveira AL, Chinelatti MA, Palma-Dibb RG. Chemical and morphological features of dental composite resin: influence of light curing units and immersion media. *Microscopy research and technique*. 2010;73:176-81.
- [18] Dozic A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2007;16:93-100.
- [19] Galvao AP, Jacques LB, Dantas L, Mathias P, Mallmann A. Effect of lipstick on composite resin color at different application times. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2010;18:566-71.
- [20] Gurdal P, Akdeniz BG, Hakan Sen B. The effects of mouthrinses on microhardness and colour stability of aesthetic restorative materials. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29:895-901.
- [21] Turker SB, Kocak A, Aktepe E. Effect of five staining solutions on the colour stability of two acrylics and three composite resins based provisional restorations. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2006;14:121-5.
- [22] Yannikakis SA, Zissis AJ, Polyzois GL, Caroni C. Color stability of provisional resin restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80:533-9.
- [23] Wirz J, Bangert R, Jäger K. Kronen- und Brückenprovisorien Teil 2: Übersicht und Herstellung. *Quintessenz*. 1992b;43:1457-63.
- [24] Wirz J, Nigg N, Schmidli F. Moderne Provisorienkunststoffe Teil 1: Materialübersicht und Untersuchungsmethoden. *Quintessenz*. 1995a;46:83-91.
- [25] Wirz J, Nigg N, Schmidli F. Moderne Provisorienkunststoffe Teil 2: Resultate und Diskussion. *Quintessenz*. 1995b;46:245-55.
- [26] Trushkowsky RD. Fabrication of a fixed provisional restoration utilizing a light-curing acrylic resin. *Quintessence international*. 1992;23:415-9.
- [27] Fuhr K, Reiber T. Kronenprothetik. München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg; 1996.

- [28] Handel G. Langzeitprovisorien. Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK. DZZ. 2002;57:450.
- [29] Koeck B. Temporäre Versorgung München, Stuttgart, Jena, Lübeck, Ulm: Urban & Fischer; 1999.
- [30] Rossein K. Provisionalization: the key to cosmetic & restorative success. Compendium of continuing education in dentistry. 1995;16:684, 6, 8 passim.
- [31] Balkenhol M, Behr M, Handel G. Temporäre Versorgung für festsitzenden Zahnersatz. Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW). [www.DGZMK.de2009](http://www.DGZMK.de2009).
- [32] Welker D. Kunststoffe für die temporäre Versorgung. München, Wien: Hanser; 1998.
- [33] Mohrenschildt S. Untersuchung zur Bruchfestigkeit von CAD/CAM-gefertigten Seitenzahnbrücken aus Hochleistungs-Polymer-Kunststoffen: Eine In-vitro-Untersuchung. 15. Jun. 2009 ed. <http://edoc.ub.uni-muenchen.de/10149/>; Universitätsbibliothek LMU; 2009.
- [34] Braden M, Causton B, Clarke RL. An ethylene imine derivative as a temporary crown and bridge material. Journal of dental research. 1971;50:536-41.
- [35] Kollmannsperger P. [Bending strength of UV hardening composites]. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift. 1977;32:952-4.
- [36] Prestipino V. Visible light cured resins: a technique for provisional fixed restorations. Quintessence international. 1989;20:241-8.
- [37] Luthardt R, Hinz M, Stöbel M. Vergleichende klinische Studie temporärer Kronen- und Brücken-Kunststoffe. Phillip Journal. 1996;11-12:367-73.
- [38] Wirz J. Kronen- und Brückenprovisorien Klinische Material- und Werkstoffkunde: Quintessenz Berlin; 1993.
- [39] Weber T. Memorix Zahnmedizin2010.
- [40] Wichmann M. Über die Sichtbarkeit der Front- und Seitenzähne. Zahnärztl Welt Ref. 1990;99:623-5.
- [41] Nejatidanesh F, Momeni G, Savabi O. Flexural strength of interim resin materials for fixed prosthodontics. Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists. 2009;18:507-11.
- [42] Hachiya Y, Iwaku M, Hosoda H, Fusayama T. Relation of finish to discoloration of composite resins. The Journal of prosthetic dentistry. 1984;52:811-4.
- [43] Maalhagh-Fard A, Wagner WC, Pink FE, Neme AM. Evaluation of surface finish and polish of eight provisional restorative materials using acrylic bur and abrasive disk with and without pumice. Operative dentistry. 2003;28:734-9.

- [44] Sen D, Goller G, Issever H. The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins. The Journal of prosthetic dentistry. 2002;88:527-32.
- [45] Maier B, Edelhoff D. CAD/CAM-Fertigung eines Langzeitprovisoriums aus einem Hochleistungspolymer DIGITAL\_DENTALNEWS. 2011;5:24-30.
- [46] Pietrobon N, Lehner CR, Scharer P. [Long-term temporary dentures in crown and bridge prosthesis. The design principles, choice of material and practical procedure]. Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO. 1996;106:236-47.
- [47] Balkenhol M, Behr M, Handel G. Temporäre Versorgung für festsitzenden Zahnersatz. Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW). ZM. 2009;99:60-1.
- [48] Balkenhol M, Haunschild S, Erbe C, Wostmann B. Influence of prolonged setting time on permanent deformation of elastomeric impression materials. The Journal of prosthetic dentistry. 2010;103:288-94.
- [49] Balkenhol M, Kohler H, Orbach K, Wostmann B. Fracture toughness of cross-linked and non-cross-linked temporary crown and fixed partial denture materials. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2009;25:917-28.
- [50] Lang R, Rosentritt M, Handel G. Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Brückenprovisorien - Eine in-vitro-Studie. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift. 2005;60:665-8.
- [51] Mues S, Helfgen E, Stark H, Bayer S. Bakterielle Besiedelung von provisorischen Kronen und Brücken. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift. 2008;63:201-5.
- [52] Edelhoff D, Schweiger J, Brix O, Güth J-F, Beuer F. CAD/CAM-generierte Restaurationen aus Hochleistungspolymer zur Vorbehandlung komplexer Fälle. Quintessenz. 2011;62:625-35.
- [53] Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. Dental clinics of North America. 2011;55:559-70, ix.
- [54] Mehl A. Technologische Grundlagen und Klassifizierungen. ZWP. 2001a;4:6-9.
- [55] Mehl A. Von den Anfängen bis heute. ZWP. 2001b;4:10-1.
- [56] Mormann WH, Brandestini M, Lutz F. [The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting]. Quintessenz. 1987;38:457-70.
- [57] Bornemann G, Lemelson S, Claas H, Luthardt R. Analyse der internen 3D-PAßgenauigkeit von Vollkeramikronen (Cerec3). Deutsche zahnärztliche Zeitschrift. 2001;56:619-22.
- [58] Schmidt A, Michael W, Bönning K. CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin. Quintessenz. 1998;49:1111-22.

- [59] Luthardt R, Rudolph H. Der richtige Werkstoff. ZWP. 2001;4:12-6.
- [60] Kern M, Kohal R, Mehl A, Pospiech P, Frankenberger R, Reiss M, et al. Vollkeramik auf einen Blick. 4 ed: Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.; 2010.
- [61] Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. International journal of computerized dentistry. 1999;2:9-35.
- [62] Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. Operative dentistry. 2001;26:367-74.
- [63] Becker J. CAC- Ein Weg zur computergestützten Herstellung keramischer Restaurationen. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift. 1996;51:511-7.
- [64] Mehl A. 2009--the quantum leap for intraoral optical measurement? International journal of computerized dentistry. 2009;12:3-5.
- [65] Mehl A, Ender A, Mormann W, Attin T. Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. International journal of computerized dentistry. 2009;12:11-28.
- [66] Willer J, Rossbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. The Journal of prosthetic dentistry. 1998;80:346-53.
- [67] Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Curriculum Prothetik. Berlin: Quintessenz Verlag; 2011.
- [68] Foussekis K, Kern M, Ludwig K. Vergleichende Untersuchung zur Bruchfestigkeit und Reperaturfestigkeit von direkten Brückenprovisorien. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift. 2001;55:612-5.
- [69] Kemp PL, de Wet FA, Botha SJ, Levin J. Flexural properties of denture-base polymer reinforced with glass-fibre polysulphone composite. SADJ : journal of the South African Dental Association = tydskrif van die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging. 2004;59:190-2, 4, 6.
- [70] Rzanny A, Welker D, Göbel R. Werkstoffkundlicher Vergleich temporärer K&B-Kunststoffe. Phillip Journal. 1996;13: Sonderdruck, Heft 11-12.
- [71] Pfeiffer P, Schwickerath H. [Temporary crown and bridge materials]. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift. 1988;43:552-7.
- [72] Rawls HR, Granier RJ, Smid J, Cabasso I. Thermomechanical investigation of poly(methylmethacrylate) containing an organobismuth radiopacifying additive. Journal of biomedical materials research. 1996;31:339-43.
- [73] Janda R. Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. Heidelberg: Hüthing; 1996.



- [74] Hohmann A, Hielscher W. Lehrbuch der Zahntechnik. Berlin: Quintessenz Verlag; 2005.
- [75] Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2013.
- [76] Güth JF, Almeida ESJS, Beuer FF, Edelhoff D. Enhancing the predictability of complex rehabilitation with a removable CAD/CAM-fabricated long-term provisional prosthesis: a clinical report. The Journal of prosthetic dentistry. 2012;107:1-6.
- [77] Hopp M. Moderne Verblendtechnik mit Kunststoffmaterialien - geliebt und gehasst: Ein Systemüberblick. Quintessenz Zahntechnik. 2002;28:460-506.
- [78] Schweiger J, Beuer F. Hochleistungskunststoffe für die CAD/CAM-Fertigung. DIGITAL\_DENTALNEWS. 2008;2. Jahrgang:12-9.
- [79] Maier B. Hochleistungspolymerer-Werkstoffe mit Potenzial Teil1. ZAHNTECHNIK MAGAZIN. 2011;15:410-20.
- [80] Ahlers O, Möller K. Labortechnische Herstellung von Repositions-Inlays  
Langezeitprovisorische Restauration der Okklusion im Rahmen der Wiederherstellung einer physiologischen Kiefer- und Kondylenposition. Quintessenz Zahntechnik. 2010;36:498-511.
- [81] Richter M. Einführung in die Farbmatrik. Berlin/New York: W. de Gruyter; 1981.
- [82] Lang B. Grundlagen der Farbmessung an Oberflächen, Anwendungsbericht. DOC 0420000017. 2004.
- [83] Topcu FT, Sahinkesen G, Yamanel K, Erdemir U, Oktay EA, Ersahan S. Influence of different drinks on the colour stability of dental resin composites. European journal of dentistry. 2009;3:50-6.
- [84] Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. The Journal of prosthetic dentistry. 1998;80:642-8.
- [85] DMA-Autor. Drei Modelle des CIELab-Farbraumes.  
<http://www.dma.ufg.ac.at/app/link/Allgemein%3AModule/module/15518/sub/156272011>.
- [86] Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2003;19:612-9.
- [87] Ruyter IE, Nilner K, Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 1987;3:246-51.
- [88] Chu S, Trushkowsky R, Paravina R. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. Journal of dentistry. 2010;Suppl 2:e2-16.

- [89] Lee YK, Yu B, Lee SH, Cho MS, Lee CY, Lim HN. Variation in instrument-based color coordinates of esthetic restorative materials by measurement method- a review Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2010;26:1098-105.
- [90] Elhardt M. Photometer.  
<http://www.elhardt.de/matthias/chemie/photometer/Photometer.htm>2013.
- [91] Friebe M, Povel K, Cappius HJ, Helfmann J, Meinke M. Optical properties of dental restorative materials in the wavelength range 400 to 700 nm for the simulation of color perception. Journal of biomedical optics. 2009;14:054029.
- [92] Arikawa H, Fujii K, Kanie T, Inoue K. Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 1998;14:405-11.
- [93] Lee YK, Powers JM. Color changes of resin composites in the reflectance and transmittance modes. . Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2007;23:259-64.
- [94] Hutsky A, Becker F. Perfekte Provisorien. Dental Magazin. 2012;29:106-9.
- [95] Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer M, Güth JF. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. Quintessence international. 2012;43:457-67.
- [96] Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. Compendium of continuing education in dentistry. 2010;31:702-4, 6, 8-9.
- [97] Sulieman M. An overview of tooth discoloration: extrinsic, intrinsic and internalized stains. Dental update. 2005;32:463-4, 6-8, 71.
- [98] Ehrenberg D, Weiner GI, Weiner S. Long-term effects of storage and thermal cycling on the marginal adaptation of provisional resin crowns: a pilot study. The Journal of prosthetic dentistry. 2006;95:230-6.
- [99] Koumjian JH, Nimmo A. Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations. The Journal of prosthetic dentistry. 1990;64:654-7.
- [100] Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2006;22:176-82.
- [101] Fujishima A, Miyazaki T, Takatama M, Suzuki E, Miyaji T. [Chemical durability of composite resins]. Shika zairyo, kikai = Journal of the Japanese Society for Dental Materials and Devices. 1989;8:242-53.
- [102] Miettinen VM, Vallittu PK, Docent DT. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. The Journal of prosthetic dentistry. 1997;77:531-4.

- [103] Mayer T. Mikrostruktur und Materialeigenschaften verschiedener provisorischer Kronen- und Brückenmaterialien. Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO. 1995;105:1134-41.
- [104] Kalachandra S. Influence of fillers on the water sorption of composites. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 1989;5:283-8.
- [105] Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. The Journal of prosthetic dentistry. 1992;67:325-7.
- [106] Spierings TA, Peters MC, Bosman F, Plasschaert AJ. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. Journal of dental research. 1987;66:1336-9.
- [107] Pfeiffer P, Marx R. Temperaturbelastungen von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbinding. Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO. 1989;99:782-6.
- [108] Brewer AA. Prosthodontic research in progress at the school of aerospace medicine. The Journal of prosthetic dentistry. 1963;13:49-69.
- [109] Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. [An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator]. Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO. 1990;100:953-60.
- [110] Azer SS, Hague AL, Johnston WM. Effect of pH on tooth discoloration from food colorant in vitro. Journal of dentistry. 2010;38 Suppl 2:e106-9.
- [111] Fujita M, Kawakami S, Noda M, Sano H. Color change of newly developed esthetic restorative material immersed in food-simulating solutions. Dental materials journal. 2006;25:352-9.
- [112] Ertas E, Guler AU, Yucel AC, Koprulu H, Guler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. Dental materials journal. 2006;25:371-6.
- [113] Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. The Journal of prosthetic dentistry. 2005;94:118-24.
- [114] Asmussen E. Factors affecting the color stability of restorative resins. Acta odontologica Scandinavica. 1983;41:11-8.
- [115] Buchalla W, Attin T, Hilgers RD, Hellwig E. The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite. The Journal of prosthetic dentistry. 2002;87:264-70.

[116] Rutkunas V, Sabaliauskas V, Mizutani H. Effects of different food colorants and polishing techniques on color stability of provisional prosthetic materials. Dental materials journal. 2010;29:167-76.

## 9. TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1:	Auflistung aller untersuchten Materialien, ihre Hersteller und die in dieser Arbeit verwendeten Abkürzungen.
Tabelle 2:	Parametrische und nicht parametrische deskriptive Statistik: $\Delta E$ mit Mittelwert, Standardabweichung und 95% Konfidenzintervall sowie Minimum, Median und Maximum für die Lagerung in der Flüssigkeit Kunstspeichel
Tabelle 3:	Statistik der Gemischten Modelle für die Lagerungsflüssigkeit Kunstspeichel
Tabelle 4:	Parametrische und nicht parametrische deskriptive Statistik: $\Delta E$ mit Mittelwert, Standardabweichung und 95% Konfidenzintervall sowie Minimum, Median und Maximum für die Lagerung in der Flüssigkeit Coca Cola
Tabelle 5:	Statistik der Gemischten Modelle für die Lagerungsflüssigkeit Coca Cola
Tabelle 6:	Parametrische und nicht parametrische deskriptive Statistik: $\Delta E$ mit Mittelwert, Standardabweichung und 95% Konfidenzintervall sowie Minimum, Median und Maximum für die Lagerung in der Flüssigkeit Kaffee
Tabelle 7:	Statistik der Gemischten Modelle für die Lagerungsflüssigkeit Kaffee
Tabelle 8:	Parametrische und nicht parametrische deskriptive Statistik: $\Delta E$ mit Mittelwert, Standardabweichung und 95% Konfidenzintervall sowie Minimum, Median und Maximum für die Lagerung in der Flüssigkeit Rotwein
Tabelle 9:	Statistik der Gemischten Modelle für die Lagerungsflüssigkeit Rotwein

## 10. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Schematische Darstellung der Fertigung von CAD/CAM-Provisorien mit Hilfe eines Scanners: Oben mit Extraoralscanner, unten mit Intraoralscanner [In Anlehnung an [Stawarczyk & Sailer 2009]]

Abbildung 2: Drei Modelle des CIE-Lab-Farbraumes [DMA-Autor 2011]

Abbildung 3: Spektralphotometer mit Lichtquelle, Blende 1, Prisma bzw. Spektralgitter, Blende 2, Prüfkörper, Blende 3 und Detektor mit Messvorrichtung:

Eine Lichtquelle strahlt weisses polychromatisches Licht aus (Mischung aus allen elektromagnetischen Wellen) → durch die erste Blende wird ein schmales polychromatisches Lichtbündel isoliert → Lichtstrahl wird durch das Prisma geleitet und es entsteht ein monochromatischer Lichtstrahl (elektromagnetische Wellenlänge mit bestimmten Frequenz) → Brechung der Wellen abhängig von ihrer Wellenlänge → Blende zwei filtert den Lichtstrahl einer bestimmten Wellenlänge heraus und schickt ihn durch den Prüfkörper → Je nach Prüfkörper wird der monochromatische Lichtstrahl unterschiedlich stark absorbiert → Der durchlaufende Lichtstrahl wird durch die Blende 3 von Streuung gereinigt und trifft auf den Detektor (meist eine Photozelle, die Lichtintensitäten misst) [In Anlehnung an [Elhardt 2013]]

Abbildung 4:  $\Delta E$ : Mittelwerte und Standardabweichungen; Kunstspeichel

Abbildung 5: Streupunktdiagramme für alle getesteten Kunststoffe, gealtert in der Flüssigkeit Kunstspeichel

Abbildung 6:  $\Delta E$ : Mittelwerte und Standardabweichungen; Coca Cola

Abbildung 7: Streupunktdiagramme für alle getesteten Kunststoffe, gealtert in der Flüssigkeit Coca Cola

Abbildung 8:  $\Delta E$ : Mittelwerte und Standardabweichungen; Kaffee

Abbildung 9: Streupunktdiagramme für alle getesteten Kunststoffe, gealtert in der Flüssigkeit Kaffee

Abbildung 10:  $\Delta E$ : Mittelwerte und Standardabweichungen; Rotwein

Abbildung 11: Streupunktdiagramme für alle getesteten Kunststoffe, gealtert in der Flüssigkeit Rotwein

## 11. DANKSAGUNG

Bei allen, die mir bei der Anfertigung meiner Doktorarbeit unterstützend zur Seite standen, möchte ich mich ganz herzlich bedanken.

An erster Stelle möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Dr. Wolfgang Gernet für die hervorragenden Rahmenbedingungen in der Poliklinik für Prothetik und die Nutzung der benötigten Geräte bedanken.

Herrn Prof. Dr. Daniel Edelhoff danke ich für die Überlassung des Themas, die sorgfältige Korrektur und die freundliche Unterstützung.

Großen Dank gebührt Herrn Dr. Jan-Frederik Güth, der mich schon während meines gesamten Studiums bis hin zur Fertigstellung dieser Arbeit begleitet hat, mir sehr viel beibrachte und meine Vorliebe für die zahnärztliche Prothetik weckte. Ohne Herrn Dr. Güth wäre ich sicher eine ganz andere Zahnärztin geworden.

Ebenso großen Dank gebührt Frau Dr. Bogna Stawarczyk für die Hilfe bei der statistischen Auswertung, ihre stets lebenswürdige Art und ihre unermüdliche Geduld, zu jeder Zeit.

Besonderen Dank gilt meiner Familie, meinen Eltern, die mich unterstützt haben und mich ermutigten meinen Weg zu gehen. Durch euch ist immer jemand da, der an mich glaubt und mich erinnert:

„Vergiss das Wichtigste nicht...“

## 12. ERKLÄRUNG AN EIDES STATT

Ich, Anna Theresia Krauß, geb. am 07.11.1985 in Leipzig, erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**„Farbbeständigkeit von PMMA-basierten Kunststoffen nach industrieller versus konventioneller, manueller Polymerisation – eine In-vitro-Untersuchung“**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des weitere, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 10.03.2014